

# **Die 3D-Architektur der Muskelfaszikel in ausgewählten Muskeln und ihre Relevanz zur Kraftentwicklung**

Dissertation  
zur Erlangung des akademischen Grades  
doctor rerum naturalium (Dr. rer. nat.)

vorgelegt dem Rat der Biologisch-Pharmazeutischen Fakultät  
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von M. Sc. Heiko Stark,  
geboren am 16. Mai 1977 in Jena

Gutachter:

1. Prof. Dr. Martin S. Fischer  
Friedrich-Schiller-Universität  
Institut für Spezielle Zoologie und Evolutionsbiologie
2. Prof. Dr. Reinhard Blickhan  
Friedrich-Schiller-Universität  
Institut für Sportwissenschaft
3. Prof. Dr.-Ing. Stefanie Reese  
TU Braunschweig  
Institut für Festkörpermechanik

Tag der öffentlichen Verteidigung: 19. Mai 2008

# Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung.....	7
Summary.....	8
1 Einleitung.....	9
2 Material und Methode.....	16
2.1 Die Versuchstiere und Muskelpräparate.....	16
a) Die verwendeten Versuchstiere.....	16
b) Die Narkose.....	17
c) Der M. triceps surae und seine Innervation.....	18
2.2 Die Messgeräte.....	21
a) Die indirekte Kraftmessung über die Stauchung.....	21
b) Die direkte Kraftmessung über die Stauchung.....	23
2.3 Der Gefriervorgang.....	25
a) Der Wärmeeintrag in die Kühlflüssigkeit.....	25
b) Die Zeitdauer des Temperatúrausgleichs.....	27
2.4 Die Experimente.....	32
a) Der Aufbau.....	32
b) Das Experiment.....	34
2.5 Die Histologie.....	36
a) Die Cason-Färbung.....	36
b) Die Ziegler-Kombinationsreaktion.....	37
2.6 Die Rekonstruktion.....	39
a) Das Programm „convert“ zur Bildverarbeitung.....	39
b) Das Programm „alignment“ zur Datengewinnung.....	40
2.7 Die Vergleiche und Auswertung der Muskeln untereinander.....	44
a) Das Programm „rotate“ zur Ausrichtung der Muskeln.....	44
b) Das Programm „calculate“ zur Datenaufbereitung.....	45
Der Schnittwinkel.....	46
Der Teilfiederungswinkel.....	47
Der Fiederungswinkel.....	47
Die Raumkrümmung.....	50
3 Ergebnisse.....	52

3.1 Die Allometrie der Ratten ( <i>Rattus norvegicus</i> ).....	52
a) Die Wachstumskurven für das Körpergewicht.....	52
b) Das Verhältnis der Muskelmasse zum Körpergewicht.....	54
3.2 Die Exzentrizität.....	56
a) Die Exzentrizität in der x-y-Ebene.....	57
Der M. soleus.....	57
Der M. gastrocnemius medialis.....	59
b) Die Exzentrizität in der x-z-Ebene.....	60
Der M. soleus.....	61
Der M. gastrocnemius medialis.....	62
3.3 Die Fasertypisierung.....	64
a) Der M. soleus.....	64
b) Der M. gastrocnemius medialis.....	65
3.4 Die Sehnen- und Muskelgewebeanteile.....	69
a) Der M. soleus.....	69
b) Der M. gastrocnemius medialis.....	70
3.5 Die Fiederungswinkel- und Krümmungsmessung.....	72
a) Der Schnittwinkel.....	72
Der M. soleus.....	73
Der M. gastrocnemius medialis.....	74
b) Der Teilfiederungswinkel.....	76
Der M. soleus .....	77
Der M. gastrocnemius medialis.....	79
c) Die Zusammenfassung der Schnitt- und Teilfiederungswinkel.....	80
Der M. soleus.....	81
Der M. gastrocnemius medialis.....	82
d) Die räumliche Darstellung der Fiederungswinkel.....	84
e) Die Raumkrümmung.....	87
Der M. soleus.....	88
Der M. gastrocnemius medialis.....	90
3.6 Die Volumenmessung.....	92
a) Der M. soleus.....	92
b) Der M. gastrocnemius medialis.....	95

3.7 Die Kraftmessung.....	98
a) Der M. soleus.....	98
b) Der M. gastrocnemius medialis.....	99
3.8 Die Architekturveränderungen durch den Einfluss der Gravitation.....	101
4 Diskussion.....	103
4.1 Die Fehlerbetrachtung.....	103
4.2 Die Architektur und ihre Änderung bei der Kontraktion.....	104
a) Die Sehnenplatten.....	104
b) Der Fiederungswinkel.....	105
c) Die Faszikelkrümmung.....	107
4.3 Die Auswirkung der Messanordnung auf die Ergebnisse.....	108
4.4 Die Schlussfolgerungen.....	110
5 Literaturverzeichnis.....	116
6 Stichwortverzeichnis.....	131
7 Anhang.....	134

## Danksagung

Ich möchte mich bei Herrn Prof. Dr. M. S. Fischer und Frau Dr. N. Schilling für die Überlassung und Betreuung des interessanten Themas bedanken sowie dem Kompetenzzentrum für Interdisziplinäre Prävention (KIP) der FSU Jena und der Berufsgenossenschaft Nahrungsmittel und Gaststätten (BGN) für die finanzielle Förderung.

Am Institut für Sportwissenschaften gilt mein Dank Herrn Prof. Dr. R. Blickhan und Herrn Dr. T. Siebert für die stimulierenden Diskussionen und die Unterstützung bei dem experimentellen Design, sowie Herrn Dr. O. Till für die Hilfe bei der Durchführung der Experimente. Für die Umsetzung des Designs danke ich Herrn T. Blochberger und Herrn P. Fackelmayer. Im Tierexperimentellen-Zentrum danke ich für die Betreuung und die Narkose der Tiere den Tierpflegerinnen, Frau P. Dobermann und Herrn Dr. T. Müller. Die histologische Aufarbeitung der Gewebeproben wurde mir durch die Einarbeitung von Frau E. Gretscher und Frau I. Weiß sehr erleichtert.

Für anregende Diskussionen mit der Promotionsstudentenrunde (Dr. H. Mund, Dr. S. Buhmann, U. Küster und P. Adler), der Lokomotionsgruppe (D. Arnold, B. Hesse, S. Moritz und A. Büscher) und speziell Frau C. Krause bin ich sehr dankbar sowie allen Mitarbeitern am Institut für Spezielle Zoologie für ihre Unterstützung zum Gelingen der Arbeit.

Ich danke außerdem meiner Schwester S. Stark, Herrn Dr. S. Jung und Herrn F. Erfurth für Durchsicht und Korrektur der hier vorliegenden Arbeit. Meiner Partnerin und meinen Eltern danke ich für die stete Ermutigung und Unterstützung, sowie meinen Freunden für die zerstreuen Aktivitäten jenseits der Promotion und ihre Unterstützung.

## Zusammenfassung

Biomechanische Muskelmodelle zur Beschreibung von Muskeleigenschaften sind in ihrer Modellierung sehr komplex und nutzen verschiedene Techniken, wie die Forward Kinematik, die Inverse Kinematik und die Finite-Element-Methode (FEM). Allen gemeinsam ist jedoch die fehlende Beschreibung der wichtigen Feinstrukturen wie der Fasertypenverteilung oder die geometrische Anordnung der Muskelfaszikel. Die Anordnung der Faszikel hat aber einen wichtigen Einfluss auf die Kraftentwicklung des Muskels. Ziel dieser Arbeit war es, die innere Architektur ausgewählter Muskeln dreidimensional zu rekonstruieren und feinarchitektonisch den isometrisch kontrahierten mit den nicht kontrahierten Zustand zu vergleichen.

Dazu wurde der M. gastrocnemius medialis und der M. soleus der Ratte (*Rattus norvegicus*) unter experimentellen Bedingungen untersucht. Hierbei wurden die Muskeln im relaxierten und kontrahierten Zustand schockgefroren. Mit verschiedenen Techniken wurden dann die Muskelfaserbündel als räumliche Linien aus Gefrierschnittserien rekonstruiert und ausgewertet. Dies ermöglichte eine hohe Auflösung der Geometrie in beiden Zuständen. Aus ihnen konnte in einem weiteren Schritt der Fiederungswinkel und die Krümmung der Faszikel sowie ihre geometrische Veränderung bestimmt werden. Die Muskeln zeigten lokal unterschiedliche Fiederungswinkel und Krümmungen. Zudem veränderten sich diese Parameter während der Kontraktion.

Aus den Resultaten lässt sich ableiten, dass die Architektur viel komplexer ist als es viele Modelle heute einbeziehen. Dabei müssen lokale Unterschiede der Fiederungswinkel beachtet werden, denn gerade die sind im Hinblick auf die lokale Innervation der neuronalen Kompartimente wichtig, da aus ihnen unterschiedliche Muskelkrafrichtungen resultieren. Aber auch für die Bestimmung der physiologischen Muskelquerschnittsfläche und des Fiederungswinkels mit Ultraschallmessungen ergeben sich Einschränkungen. Ferner konnte mit dieser Arbeit nachgewiesen werden, dass sich die Krümmung der Faszikel stark zwischen proximalen und distalen Muskelteilen unterscheidet, was in zukünftige Muskelmodelle einfließen muss.

### Summary

Biomechanical models describing muscle characteristics are very complex and different techniques like *forward kinematics*, *inverse kinematics* and *finite element method* were used in the past. None of them take all influential 3D features into account, such as the fibre type distribution or the geometrical arrangement of the muscle fascicles. In particular, the arrangement of the fascicles has an influence on the force production of the muscle. The aim of this study was to reconstruct and compare the 3D architecture of the muscle fascicles between relaxed and contracted muscles and to document possible internal inhomogeneities.

The M. gastrocnemius medialis and M. soleus of the rat (*Rattus norvegicus* Wistar) were investigated under experimental conditions. The muscles were shock-frozen in the relaxed or contracted condition. From serial-cross-sections, the muscle fibre bundles were reconstructed and evaluated as 3D polynomials using different techniques. The detailed geometry of the two muscles was measured in high resolution in both, the relaxed and the contracted condition. The variation of the polynomials contains information about the pinnation angle and the curvature of the fascicles as well as their geometrical deformation. The muscles showed locally different pinnation angles and curvature distributions, and these parameters changed during contraction.

The results show specifically that many models oversimplify the muscle architecture. This simplification ignores local differences in the pinnation angles which have an impact on a muscle's contraction properties. Moreover, because these local architecturally different regions may be innervated separately and act in so called neuromuscular compartments, a detailed, nature-orientated muscle model has to take the local differences into account. Additionally, local differences impose a problem on the determination of the PCSA, as it can not be determined exactly. Because the fascicle curvature varies between the proximal and the distal muscle parts, comprehensive curvature data are essential to more detailed muscle models.



## 1 Einleitung

Der in der Literatur verwendete Begriff der Muskelarchitektur bezeichnet den makroskopischen Aufbau der Muskeln (Gans & Bock, 1965). Die Muskelarchitektur ist dabei ein wichtiger Faktor der Funktionsweise des Muskels. Der Zusammenhang von Struktur und Funktion ist nach Lieber und Fridén (2000) von großer praktischer Bedeutung. Über die Muskelarchitektur lässt sich zum einen die Kraftproduktion und -richtung ableiten, zum anderen ist diese für die Chirurgie, bei Muskelverletzungen, bei der Platzierung von Elektroden oder bei der Zuordnung von Muskelbiopsien von Bedeutung.

Ziel dieser Arbeit war es, Muskeln im Hinblick auf ihre Kraftentwicklung zu verstehen. Dabei lag der Fokus auf der inneren Architektur und der aus der Kontraktion resultierenden architektonischen Veränderung. Dies sollte für alle makroskopischen Elemente (Faszikel und Sehnen) an zwei ausgewählten Versuchsmuskeln untersucht werden. Dazu wurden folgende Nullhypothesen (H0) bzw. Alternativhypothesen (HA) falsifiziert. Eine Verifizierung ist aufgrund der Anzahl aller möglichen Muskelformen und -typen nicht möglich.

Hypothesen:

- 1.) H0: Die Faszikel inserieren an planaren Sehnenplatten.  
HA: Die Faszikel inserieren an nichtplanaren Sehnenplatten.
- 2.) H0: Ein Muskel lässt sich durch einen Fiederungswinkel charakterisieren.  
HA: Ein Muskel hat ein Kontinuum von Fiederungswinkeln.
- 3.) H0: Die Faszikel haben eine lineare geometrische Form.  
HA: Die Faszikel haben verschiedene Krümmungskoeffizienten.

Die Hypothesen wurden jeweils für den relaxierten und kontrahierten Zustand des Muskels überprüft.

## 1 Einleitung

An einer gerichteten Fortbewegung (Lokomotion), die durch die Generierung einer Gegenkraft zu einem Substrat erreicht wird, sind mehrere Organsysteme in einem Tier beteiligt. Komplexe Anordnungen von Muskeln, Sehnen, Knochen und Bändern dienen der Krafterzeugung und -übertragung. Die Muskeln erzeugen dabei Kräfte, die über Sehnen an die Knochen weitergeleitet werden. Die Knochen können zusätzlich über verschiedene Strukturen (Bänder und Gelenke) miteinander verbunden sein. Um zu verstehen, wie diese verschiedenen Komponenten zusammenwirken, ist es wichtig, deren Struktur und Funktion zu kennen. Das Zusammenspiel aller Elemente bestimmt die Art der Kinematik, Dynamik und Metrik (Hildebrand, 1976, 1977; Fischer & Blickhan, 2006).

Die aktive Krafterzeugung in einem Muskel hängt von verschiedenen Faktoren ab, welche in innere und äußere Parameter unterschieden werden. Zu den inneren zählen die Metabolisierung der Nährstoffe, die Eigenschaften der Muskelproteine und des Bindegewebes sowie die Geometrie der einzelnen Elemente zueinander. Äußere Parameter sind beispielsweise die Erregungsfrequenz und -stärke über efferente Nerven, die Versorgung mit Nährstoffen und Sauerstoff, die Temperatur und die Vorspannung des Muskels. Für die Speicherung und Übertragung der Kräfte sind maßgeblich Sehnen, Ligamente und Knochen verantwortlich. Übertragen werden die Kräfte durch die Verankerung der Muskeln an den Knochen, welche eine passive Komponente der Lokomotion übernehmen. Hierbei ist entscheidend, wie ihre Struktur beschaffen ist und die Weitergabe der Kräfte gewährleistet wird. Aus dem Zusammenspiel aller Komponenten, einschließlich der motorischen Steuerung und sensorischen Rückkoppelung, ist es möglich, ein Modell zu bilden, um die Bewegung eines Tieres in einer Modellstudie zu simulieren (Pandy, 2001; Kargo et al., 2002; Lenord et al., 2002; Teran et al., 2003; de Zee et al., 2007; Blum et al., 2007) oder ausgestorbene Arten in ihrer Lokomotion und mögliche evolutive Veränderungen besser zu verstehen (Wang, 2004; Hutchinson, 2004, 2005).

Nach der Anordnung der Faszikel werden ungefiederte und gefiederte Muskeln unterschieden. Ausschlaggebend ist dabei, wie die Faszikel in die Sehne übergehen. Bei ungefiederten Muskeln beträgt der Winkel nahezu null Grad,

## 1 Einleitung

wohingegen bei gefiederten der Winkel deutlich größer Null ist. Gefiederte Muskeln werden in einfach und mehrfach gefiederte Muskeln unterteilt. Diese Kategorien stellen jedoch eine Vereinfachung einer Vielzahl von Muskeln dar und zeigen nicht die realen Eigenschaften des einzelnen Muskels (Lieber & Fridén, 2000). Die Muskelfasern können in einem Muskel nicht nur mikroskopisch, sondern auch makroskopisch sehr unterschiedlich sein (Benninghoff & Rollhäuser, 1952; Gans, 1982; Sacks & Roy, 1982; Paul, 2001; Savelberg et al., 2001).

Ein stark gefiederter Muskel eignet sich besonders, um ein schweres Gewicht über eine kurze Strecke zu heben. Ein Muskel mit spitzem Fiederungswinkel arbeitet mit größtem Nutzen, wenn ein leichtes Gewicht über die ganze Hubhöhe bewegt wird (Benninghoff & Rollhäuser, 1952; Gans & Bock, 1965; Langenberg, 1970). Die räumliche Anordnung der Muskelfaszikel und ihre biomechanischen Eigenschaften spiegeln dabei die funktionelle Charakteristik des Muskels wider. Der Fiederungswinkel kann in einem einfachen Muskel von Faszikel zu Faszikel so stark variieren, dass dieser nicht durch einen einzigen Faszikelzug und damit nicht durch eine Krafrichtung (Winkel) beschrieben werden kann (Gans & Bock, 1965; van Donkelaar et al., 1999b; Gorb & Fischer, 2000; Lieber & Fridén, 2000; Schilling et al., 2003). Somit besteht eine uneinheitlich geometrische Anordnung der Muskelfasern innerhalb eines Muskels, wobei erst die dreidimensionale Beschreibung dem inneren Aufbau gerecht wird.

Aufzeichnungen über die makroskopischen Eigenschaften von Muskeln reichen bis in das 17. Jahrhundert zurück (Kardel, 1990). Seitdem wurden Muskeln anatomisch vermessen und Implikationen, wie die Auswirkungen des Fiederungswinkels, der physiologischen Querschnittsfläche und der unterschiedlichen Muskeltypen abgeleitet (Kolb, 1937; Pfuhl, 1937; Benninghoff & Rollhäuser, 1952; Gans & Bock, 1965; Gans & de Vree, 1987; Gans & Gaunt, 1991; Lieber & Fridén, 2001). Für die Bestimmung des Fiederungswinkels werden dabei heute verschiedene Verfahren angewandt. Zum einen kann an totem Gewebe (im relaxierten Zustand der Muskulatur) durch Zupfpräparate die räumliche Anordnung der Muskelfaserbündel (Abb. 1) rekonstruiert werden (Gorb & Fischer, 2000; Schilling et al., 2003).

## 1 Einleitung

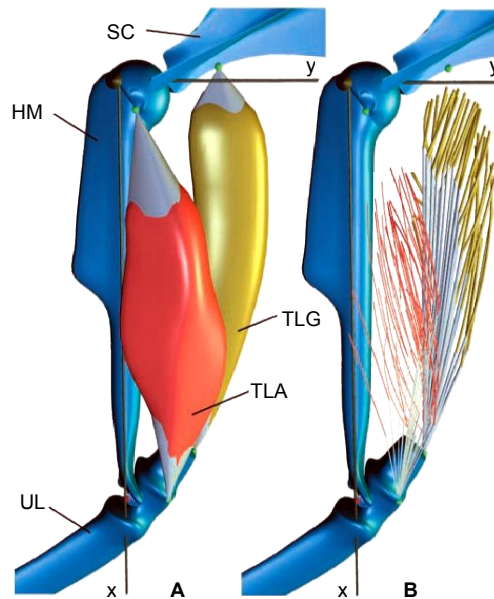


Abbildung 1: Der *M. triceps brachii* der Ratte aus Gorb & Fischer (2000). Beschriftung: *M. triceps brachii caput longum* (TLG) & *caput laterale* (TLA) sowie Ulna (UL), Humerus (HM) und Scapula (SC). Die Abbildung A) zeigt die Topografie der Muskeln und B) die Lage der Faszikel im Muskel.

Zum anderen kann an lebendem Gewebe mittels Ultraschall (Abb. 2) oder Magnetresonanztomographie (MRT) der Fiederungswinkel durch Vermessung der Bilder bestimmt werden (Scott et al., 1993; van Donkelaar et al., 1999a; Lieber & Fridén, 2000; Oomens et al., 2003; Finni et al., 2003). Doch erst seit der Verfügbarkeit von Ultraschall- und MRT-Untersuchungen ist es möglich, während der Kontraktion in das Innere des Muskels zu schauen (van Doorn et al., 1996; Kawakami et al., 1998; Ito et al., 1998; Gillis & Biewener, 2001; Maganaris et al., 1998, 2002; Muramatsu et al., 2002; Finni et al., 2003; Kurokawa et al., 2003; Kurihara et al., 2005; Gilbert et al., 2006; Hodgson et al., 2006; Lansdown et al., 2007a, b).

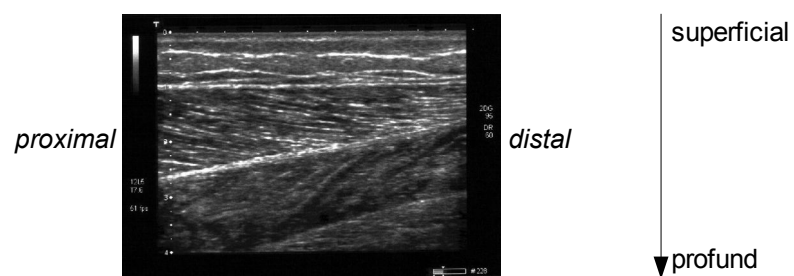


Abbildung 2: Eine Sonographie beim Menschen (Verfasser) - Schnitt durch die Wade.

## 1 Einleitung

Die beiden letztgenannten Methoden haben somit den Vorteil, dass sie lebendes und damit aktives Gewebe darstellen können. Sie sind jedoch für eine detaillierte Darstellung der intramuskulären Architektur durch die verhältnismäßig geringe Auflösung der Geräte limitiert. Zusätzlich werden aber gerade biomechanische Untersuchungen an Modellorganismen vorgenommen, die eine kleine Körpermasse und somit kleine Muskeln besitzen. Bei ihnen wurde bisher zum Großteil in der Forschung von der äußeren Geometrieänderungen, z. B. die Verformung des Muskels, auf die innere Strukturänderungen oder resultierenden Kraft geschlossen (Zuurbier & Huijing, 1992; Willems & Huijing, 1994; van Donkelaar et al., 1999b; Savelberg et al., 2001).

Die Überprüfung einfacher Modelle mit experimentellen Daten (Gans, 1982; Woittiez et al., 1984; Otten, 1988; Ettema & Huijing, 1994; Huijing, 1995; Savelberg & Schamhardt, 1995; van der Linden et al., 1998) zeigte, dass sie den Muskel zu sehr abstrahieren (Gans & Bock, 1965). Weiterhin konnten Zuurbier und Huijing (1993) für den medialen Kopf des M. gastrocnemius der Ratte mittels einer photographischen Technik feststellen, dass dieser sich nicht durch ein Parallelogramm verallgemeinern lässt, sondern einen komplexeren Aufbau hat.

Um diesen Aspekt zu berücksichtigen, werden heutzutage räumliche Modelle, mit dem Finite-Element-Modell, untersucht (Woittiez et al., 1984; van Donkelaar et al., 1996; Lemos et al., 2001, 2004; Blemker et al., 2005; Blemker & Delp, 2005, 2006), die eine bessere Simulation des Muskels erlauben. Mit solchen Simulationen lassen sich Kontraktionen am Computer nachstellen und so ganze Bewegungsketten verfolgen und auswerten. Dabei wurde gezeigt, dass sich der Fiederungswinkel während einer Modellkontraktion ändert (Zuurbier & Huijing, 1993) und die Architektur einen entscheidenden Einfluss auf die Größe der Kraftentwicklung hat (Lieber, 1999). Selbst bei geringen Veränderungen des Fiederungswinkels ergaben sich bei weiteren Modelluntersuchungen Unterschiede in der Kraftumsetzung (Blemker & Delp, 2005). Es ist also wichtig, die genaue Struktur des zu untersuchenden Muskels zu

## 1 Einleitung

kennen, da selbst von außen betrachtete, einfach erscheinende Muskeln eine große innere Komplexität aufweisen (Blemker et al., 2005, 2007).

### Eigener Ansatz

Um den Voraussetzungen für ein Experiment zu genügen, musste der zu untersuchende Muskel unter isolierten Bedingung in seinem jeweiligen Zustand (relaxiert oder kontrahiert) fixiert werden. Als Modellorganismus diente die Ratte (*Rattus norvegicus*). Die am häufigsten untersuchte Muskelgruppe der Ratte für die Lokomotion ist die Muskelgruppe – M. triceps surae (M. soleus & M. gastrocnemius) (Edgerton et al., 1969; De Koning, 1987; Westerga & Gramsbergen, 1993; Schulz, 1999; Gillis & Biewener, 2001; Pike & Alexander, 2002). Eine einfache Handhabung und die verschiedenen Muskeltypen begünstigten die Wahl dieser Gruppe für die vorliegende Studie. Der M. soleus und M. gastrocnemius medialis sind der Definition nach einfach gefiederte Muskeln (Wank, 1993). Beim M. soleus ist jedoch der Fiederungswinkel durch die große Länge im Verhältnis zum geringen Durchmesser klein, sodass man von einem ungefederten Muskel sprechen kann. Der M. gastrocnemius lateralis ist hingegen ein mehrfach gefiederter Muskel.

Zusätzlich spielt die räumliche Verteilung der Fasertypen eine entscheidende Rolle bei der Krafterzeugung in einem Muskel. Gerade durch die unterschiedliche biomechanischen Eigenschaften der Fasertypen, kann ein aus mehreren Fasertypen zusammengesetzter Muskel verschiedene Funktionen ausüben. Die Muskelfasern lassen sich durch eine Vielzahl von Nachweismethoden klassifizieren und in Subtypen einteilen (Pette & Staron, 1990). Typ-I-Fasern zeichnen sich durch eine langsame aber ausdauernde Kontraktion aus, Typ-IIb-Fasern können sehr schnell kontrahieren, ermüden jedoch schnell. Typ-IIa-Fasern verhalten sich intermediär, sie kontrahieren schneller als Typ-I-Fasern und sind ermüdungsresistenter als Typ-IIb-Fasern. Typ-I-Fasern sind beispielsweise in Muskeln zu finden, die eine haltende und damit ausdauernde Funktion übernehmen (Statik). Für die beiden weiteren Typen an Muskelfasern ist hingegen die schnelle Kontraktion maßgebend (Dynamik). Sie finden sich

## 1 Einleitung

hauptsächlich in Muskeln, die der Erzeugung von schnellen, kraftvollen Bewegungen dienen. Der Anteil der jeweiligen Fasertypen in den Muskeln kann dabei von Tierart zu Tierart variieren (Ariano et al., 1973; Rome et al., 1988; Asmussen & Marechal, 1989; Fuentes et al., 1998; von Mering, 1999; Wang & Kernell, 2001; Schilling, 2005). Die innerartliche Variabilität ist jedoch noch nicht hinreichend untersucht worden. Der Anteil an Typ-I-Fasern ist beim *M. soleus* der Ratte mit > 80 % sehr hoch und somit entspricht der Muskel des *M. soleus* einem langsam kontrahierenden Muskel (Edgerton et al., 1969; Close, 1972; Ariano et al., 1973; Kugelberg, 1976; Rubinstein & Kelly, 1978; Pette & Staron, 1990; Wank, 1993; Delp & Duan, 1996; Leterme & Falempin, 1996; Punkt et al., 2004). Beide Köpfe des *M. gastrocnemius* der Ratte sind hingegen anhand ihrer Fasertypenverteilung als eher schnell kontrahierende Muskeln zu klassifizieren (Ariano et al., 1973; Pette & Staron, 1990; Punkt et al., 1993, 2004; Wank, 1993; Delp & Duan, 1996). Die getroffene Auswahl sollte es ermöglichen, einen großen Bereich an Muskeltypen abzudecken.

Die Zielstellung dieser Arbeit war es, Muskeln auf ihre architektonischen Besonderheiten hin zu untersuchen und die Frage zu klären, wie sich geometrisch komplexe Größen während der Kontraktion verändern. In einem abschließenden Schritt wurde der Frage nachgegangen, welche Auswirkungen diese Veränderungen auf bestehende Modelle haben. Denn gerade durch die zu starke Vereinfachung der Geometrie mit nur einem Parameter sind Probleme bei der Bestimmung der physiologischen Querschnittsfläche (PQF) und dem Hill-Modell zu erwarten. Aber auch ist die Messung geometrischer Größen im Hinblick auf die Dynamik in dem System „Muskel“ nicht zu unterschätzen und stellt spezielle Anforderungen an das Bezugssystem für die Messungen.

## 2 Material und Methode

### 2.1 Die Versuchstiere und Muskelpräparate

#### a) Die verwendeten Versuchstiere

In dieser Studie wurden zwölf Tiere (Laborratte, *Rattus norvegicus*, Stamm Wistar) eingesetzt, die durch den Tierversuchsantrag Reg. Nr. 02-04/05 durch die zuständige Behörde genehmigt wurden. Die Versuchstiere waren im Institut für Versuchstierkunde, Standort Dornburger Str. 23 untergebracht. Die artgerechte Haltung und Versorgung der Tiere wurde durch die regelmäßigen Kontrollen des Amtstierarztes, sowie des Tierschutzbeauftragten der Universität sichergestellt. Die Betreuung der Tiere erfolgte durch die Tierpflegerinnen des Institutes für Versuchstierkunde. Die Tiere wurden nach Abschluss des Versuchs und vor dem Erwachen aus der Narkose mit einer Überdosis Pentobarbital-Natrium (Narcoren®) oder Diethyläther durch einen Tierarzt abgetötet. In allen Fällen handelte es sich um einen Terminalversuch.

Für die Vorversuche wurden zwei Tiere verwendet. An ihnen wurde die generelle Herangehensweise und die Auswahl der Muskeln bestimmt. Im Anschluss wurden jeweils an acht Tieren der M. soleus und an zwei Tieren (sowie ein Tier aus der M. soleus Gruppe) der M. gastrocnemius medialis untersucht (Tab. 1 & 2). Die hohe Anzahl der Versuche in der M. soleus Gruppe ergab sich aus der Validierung der Methoden und der Feinabstimmung der Experimente und Geräte. Dies wird aus der hohen Anzahl der verworfenen Experimente ersichtlich und der Änderung des Setups am 18.07.2006.



## 2 Material und Methode

*Tabelle 1: Die Experimente und entnommenen Soleus-Muskeln (Die farbig hinterlegten Zeilen wurden nicht histologisch aufgearbeitet oder ausgewertet). Der ID-Code setzt sich aus der Versuchstier- und Schnittseriennummer zusammen.*

Experiment Datum	Geschlecht	Gewicht [g]	Objekt	ID	Stimulation
13.09.05	♀	280	Links	3L-S1	nicht stimuliert
		280	Rechts	3R-X1	nicht stimuliert
03.11.05	♀	300	Links	4L-S3	stimuliert
		300	Rechts	4R-S2	nicht stimuliert
26.01.06	♂	320	Links	5L-X2	nicht stimuliert
		320	Rechts	5R-X3	stimuliert
15.02.06	♂	415	Links	6L-S5	stimuliert
		415	Rechts	6R-S6	nicht stimuliert
22.02.06	♂	400	Links	7L-S10	stimuliert
		400	Rechts	7R-S9	nicht stimuliert
15.03.06	♂	370	Links	8L-S8	nicht stimuliert
		370	Rechts	8R-S7	stimuliert
18.07.06	♂	430	Horizontal	9L-S12	Horizontal
		430	Vertikal	9R-S11	Vertikal
24.07.06	♂	300	Links	10L-S13	stimuliert
		300	Rechts	10R-S14	nicht stimuliert

*Tabelle 2: Die Experimente und entnommenen Gastrocnemius-Muskeln (Die farbig hinterlegten Zeilen wurden nicht histologisch aufgearbeitet oder ausgewertet). Der ID-Code setzt sich aus der Versuchstier- und Schnittseriennummer zusammen.*

Experiment Datum	Geschlecht	Gewicht [g]	Objekt	ID	Stimulation
24.07.06	♂	300	Links	10L-X4	X
		300	Rechts	10R-GM1	stimuliert
07.09.06	♀	218	Links	11L-GM2	stimuliert
		218	Rechts	11R-GM3	nicht stimuliert
14.09.06	♀	220	Links	12L-GM5	nicht stimuliert
		220	Rechts	12R-GM4	stimuliert

Für den M. gastrocnemius medialis wurden ausschließlich weibliche Tiere verwendet, da sie im adulten Zustand über ein niedrigeres Körpergewicht und damit ein kleineres Muskelvolumen verfügten. Dies war für den Gefriervorgang wichtig, da ein höheres Muskelvolumen ein langsames Auskühlen des Muskels zur Folge hätte.

### b) Die Narkose

Für die Narkose wurde Pentobarbital-Natrium verwendet. Es gehört zur Narkosegruppe der Barbiturate und zeigt eine depressive Wirkung auf das ZNS

## 2 Material und Methode

(in erster Linie auf die Gehirnrinde und den Thalamus (Westheus & Fritsch, 1961)), wobei die motorischen und Bewusstseinszentren stärker gedämpft werden. Dies begünstigt die Verwendung als Betäubungsmittel, ohne die für eine Narkose typische Relaxation der Skelettmuskulatur. Durch die Verwendung in anderen Studien ist zudem die Vergleichbarkeit der Ergebnisse gewährleistet. Pentobarbital ist das in der Veterinärmedizin am häufigsten genutzte, mittellang wirkende Oxibarbiturat (Paddelford, 1992).

Die Tiere wurden mit einer Initialdosis (intraperitoneal) von 100 mg Pentobarbital-Natrium (Narcoren®) / 1 kg Körpergewicht betäubt. Für die Injektion wurde es mit einer Natriumchloridlösung verdünnt, um eine Konzentration von 160 mg / ml zu erhalten. Durch eine mögliche Nachdosierung von bis zu 50 mg / kg (intraperitoneal oder subkutan) wurde die Narkosetiefe über den Zwischenzehenreflex reguliert. Durch die Tendenz des Wirkstoffs sich in das Fettgewebe einzulagern (wobei es seine Wirkung verliert), musste die Narkose insbesondere bei schweren Tieren ständig überwacht werden. Die männlichen Tiere zeigten dabei eine bessere Verträglichkeit und Ansprechbarkeit gegenüber dem Narcoren.

### **c) Der M. triceps surae und seine Innervation**

Der M. triceps surae gehört zu den Wadenmuskeln und repräsentiert eine Muskelgruppe bestehend aus dem M. gastrocnemius und M. soleus (Abb. 3). Der M. gastrocnemius setzt sich aus zwei Köpfen zusammen, dem Caput laterale und Caput mediale. Der Ursprung des M. gastrocnemius lateralis liegt am lateralen Epicondylus des Femur und am proximalen Kopf der Fibula, sowie dem des Caput mediale (Abb. 4 & 7) am medialen Epicondylus. Zusätzlich sind in die Sehnen der beiden Köpfe am lateralen und medialen Epicondylus des Femur jeweils ein Sesamoidknochen eingelagert. Beide Muskeln haben ihren Ansatz über die Achillessehne (Tendo calcaneus) am Fersenhöcker (Tuber calcaneus). Der M. soleus (Abb. 5 & 6) entspringt von dem proximalen Kopf der Fibula über eine lange Sehne und inseriert durch Fusionierung mit der Achillessehne des M. gastrocnemius am Fersenhöcker (Hebel & Stromberg, 1976, 1986). Erwähnt sei hier der M. flexor digitorum

## 2 Material und Methode

superficialis (nach Hebel & Stromberg, 1976, 1986) oder M. plantaris (nach Greene, 1955), der vom lateralen Epicondylus des Femur entspringt, jedoch über den Fersenhöcker hinweg läuft und die Sehnen zu den zweiten, dritten und vierten Zehen ausstrahlt.

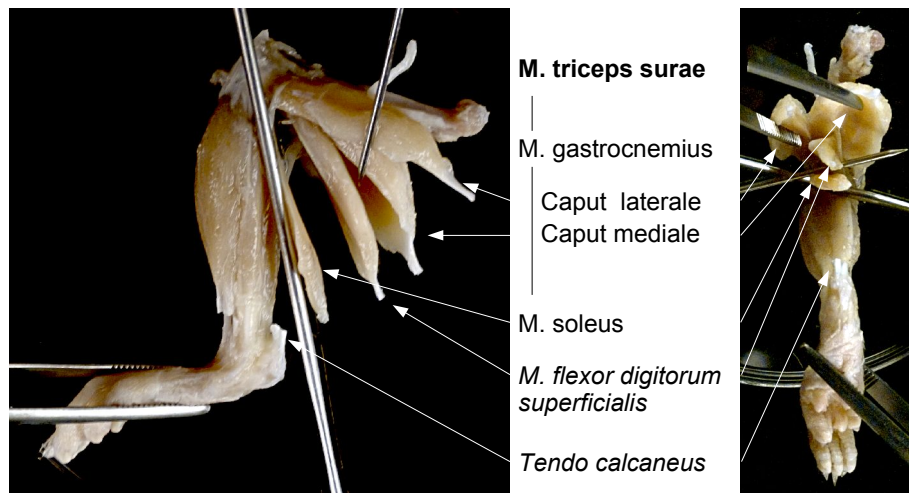


Abbildung 3: Der M. triceps surae der Ratte in der lateralen (links) und fibulären Ansicht. Die Muskeln des Oberschenkels wurden entfernt und das Femur freigelegt. Zusätzlich wurde der M. triceps surae an der Achillessehne (Tendo calcaneus), sowie der M. flexor digitorum superficialis auf gleicher Höhe durchtrennt.

Die Innervation der beiden Muskeln erfolgt über den N. tibialis. Dieser ist ein Ast des N. ischiadicus, welcher sich im proximalen Drittel des Oberschenkels in zwei Hauptäste aufteilt, den N. fibularis und den N. tibialis. Der N. tibialis läuft dabei proximal zwischen den beiden Köpfen des M. gastrocnemius hindurch und strahlt zahlreiche Äste zu den Muskeln aus.

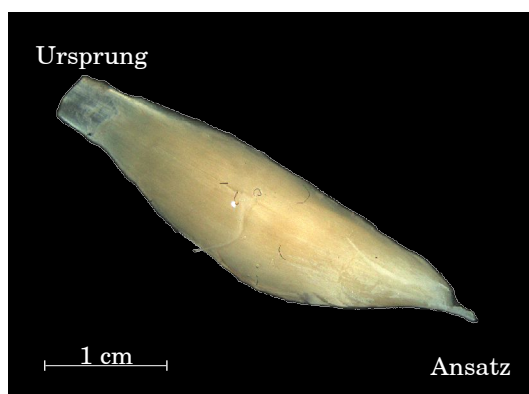


Abbildung 4: Der M. soleus der Ratte mit Sehnen- und Fleischanteil, sowie dem innervierenden Nerv in fibulärer Ansicht.

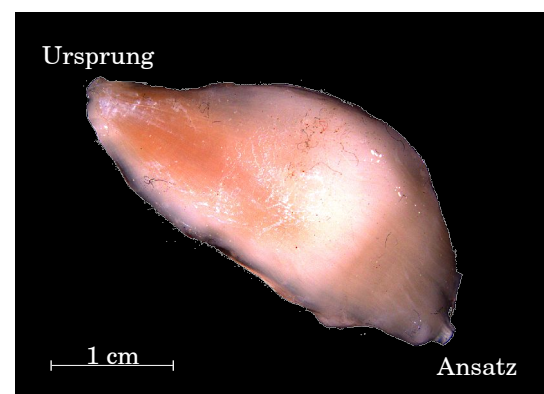


Abbildung 5: Der M. gastrocnemius medialis der Ratte mit dem Sehnen- und Fleischanteil in medialer Ansicht.

## 2 Material und Methode

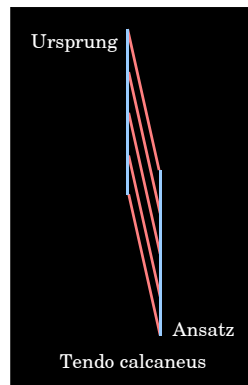


Abbildung 6: Der *M. soleus* der Ratte mit dem Sehnen- und Fleischanteil in lateraler Ansicht, sowie die Abstraktion.

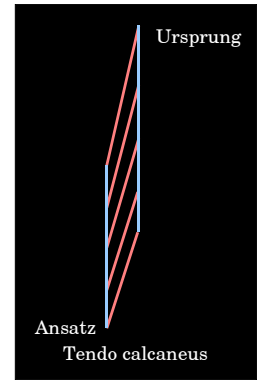


Abbildung 7: Der *M. gastrocnemius medialis* der Ratte mit dem Sehnen- und Fleischanteil in fibularer Ansicht, sowie die Abstraktion.

## 2.2 Die Messgeräte

Die vom Muskel erzeugte Kraft wurde indirekt gemessen, da durch das Eintauchen in die Kühlflüssigkeit (Ethanol bei  $-70\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) und die resultierende Temperaturdifferenz eine Beschädigung des Messgeräts nicht ausgeschlossen werden konnte. Die Einspannvorrichtung wurde zusätzlich durch einen Dehnungsmessstreifen (DMS) erweitert, um die auftretenden Kräfte zu messen. Durch die Zugkräfte des Muskels auf die beiden äußeren Stangen (Rundrohre) wird ein Drehmoment an der zentralen Stange (Vierkantrohr) erzeugt (Abb. 8). Dies führte zu einer Verbiegung des Vierkantrohrs, welche über den Dehnungsmessstreifen gemessen wurde.

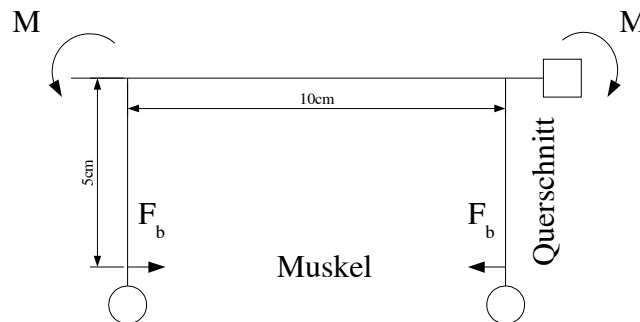


Abbildung 8: Die Variablendefinition für den Biegebalken, mit  $M$  für das Drehmoment und  $F_b$  für die halbe Muskelkraft.

### a) Die indirekte Kraftmessung über die Stauchung

Zur Abschätzung der zu erwartenden Verbiegung und des Dehnungssignals wurde die Kraftübertragung auf die zentrale Stange im Vorfeld berechnet. Dies wird im Folgenden für die Muskelkraft von einem Newton gezeigt.

Die berechneten Flächenträgheitsmomente (Motz, 1991) für das Vierkantrohr und das Rundrohr betragen jeweils:

$$I_{\text{Vierkantrohr}} = I_a = \frac{(D^4 - d^4)}{12} = \frac{(10\text{ mm}^4 - 8\text{ mm}^4)}{12} = \underline{492\text{ mm}^4} \quad (1)$$

$$I_{\text{Rohr}} = I_b = \frac{\pi(D^4 - d^4)}{64} = \frac{\pi(10\text{ mm}^4 - 8\text{ mm}^4)}{64} = \underline{289,8\text{ mm}^4} \quad (2)$$

## 2 Material und Methode

Die Kraftübertragung vom Muskel auf den Biegebalken erfolgt über die zwei Rundrohre. Diese erzeugen an der Schnittstelle zum Vierkantrohr ein Drehmoment, was zu einer leichten Verbiegung des Vierkantrohrs führt. Für eine Seite des Biegebalkens ergibt sich bei halber Muskelkraft (0,5 N) und der gegebenen Länge (50 mm) des Rundrohrs mit der Drehmomentgleichung folgendes Drehmoment (Formel 5):

$$F_b = 0,5 \text{ N} \quad (3)$$

$$a = 50 \text{ mm} \quad (4)$$

$$M = F_b * b \quad M = 0,5 \text{ N} * 50 \text{ mm} = \underline{25 \text{ Nmm}} \quad (5)$$

Daraus lässt sich der Krümmungsradius für die Konstruktion berechnen.

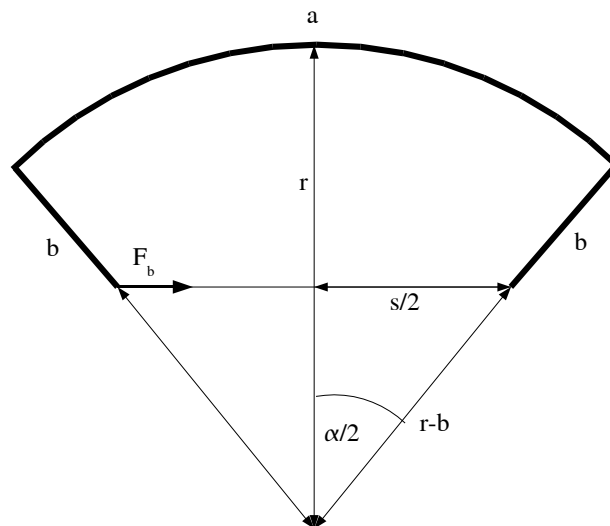


Abbildung 9: Die Variablendefinition für den Kreisausschnitt, mit  $a$  für die Länge des Vierkantrohrs,  $b$  des Rundrohrs,  $r$  für den Krümmungsradius und  $s$  für die Kreissehne.

Mit dem Elastizitätsmodul für Aluminium und dem Flächenträgheitsmoment lässt sich so der Krümmungsradius berechnen (Abb. 9).

$$I_{\text{Vierkantrohr}} = 492 \text{ mm}^4 \quad (6)$$

$$E = 75\,000 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \quad (7)$$

## 2 Material und Methode

$$M(x) = \frac{E}{R(x)} I(x) \quad r = \frac{E_{\text{Aluminium}}}{M_{\text{Gesamt}}} * I_a \quad r = \frac{E_{\text{Aluminium}}}{2 * M} * I_a$$

$$r = \frac{75\,000 \frac{N}{mm^2}}{2 * 25\,Nmm} * 492\,mm^4 = \underline{738\,000\,mm} \quad (8)$$

Aus dem Krümmungsradius (Formel 8) lässt sich der Krümmungswinkel (Formel 9) berechnen und daraus die Mittel- und Außenfaser (Formel 10).

$$\alpha = \frac{a}{r} \quad \alpha = \frac{100\,mm}{738\,000\,mm} = \underline{0,1355\,mrad} \quad (9)$$

$$a_{\text{Mittelfaser}} = r * \alpha \quad a = 738\,000\,mm * 0,1355\,mrad = 100\,mm$$

$$a_{\text{Aussenfaser}} = (738\,000\,mm + 5\,mm) * 0,1355\,mrad = 100,0006775\,mm \quad (10)$$

Mit dem gegebenen k-Faktor (Formel 11) für den Dehnungsmessstreifen (FAE2-A6174J-35-S6EL) und der Dehnung (Formel 12) bei gegebener Spannung (Formel 13) ergibt sich eine Brückenleerlaufspannung der DMS-Kraftmessvollbrücke von:

$$k_{DMS} = 2,03 \quad (11)$$

$$\epsilon = \frac{\Delta l}{l} \quad \epsilon = \frac{100,0006775\,mm - 100\,mm}{100\,mm} = \underline{0,000006775} \quad (12)$$

$$U_{Sp} = 5\,V \quad (13)$$

$$U_{B0} = k_{DMS} * \epsilon * U_{Sn} \quad U_{B0} = 2,03 * 0,000006775 * 5\,V = \underline{0,000068767\,V} \quad (14)$$

Dieses Signal wurde von einem Messverstärker für die weitere Auswertung zusätzlich verstärkt. Siehe dazu das Kapitel „Die Kraftmessung“.

### b) Die direkte Kraftmessung über die Stauchung

Bei der direkten Kraftmessung wurden, durch Vorgabe von diskreten Kräften (à 0,1 N) an der Einspannvorrichtung, die Werte des Dehnungsmessstreifens (DMS) gemessen. Dabei wurden die Abstände der beiden Rundrohre zum DMS

## 2 Material und Methode

und die Kräfte verändert. Dies ergab ein skalarer Feld (Abb. 10), in dem durch Interpolation der gemessenen Werte die Kraft berechnet werden konnte.

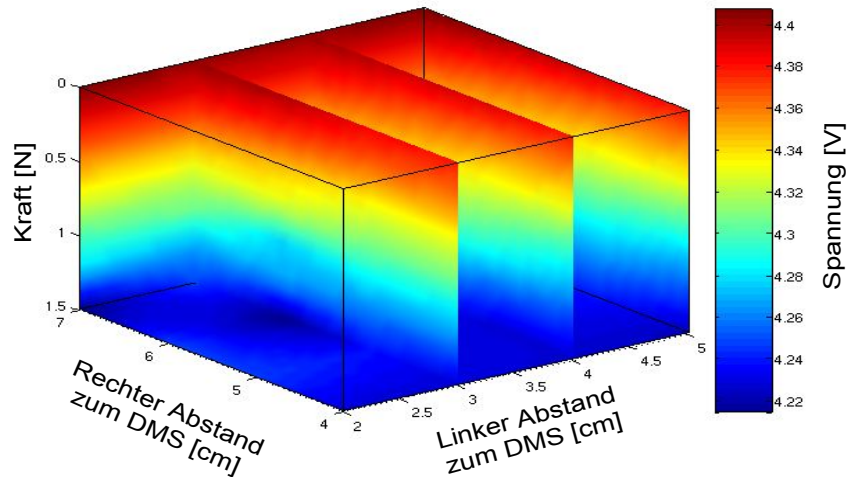


Abbildung 10: Die Werte für das skalare Feld der Messung mit vorgegebenen Abständen und Kräften. Die Abstände zum DMS beziehen sich auf den linken (2-5 cm) und rechten Abstand (4-7 cm) der äußeren Stangen zum DMS.

Durch die Datenaufnahme der anschließenden Experimente, konnte der interpolierte Wert aus dem ermittelten skalaren Feld berechnet werden (Abb. 11). Auf Grundlage dieser Methode ließen sich so alle Kräfte für die einzelnen Muskeln berechnen.

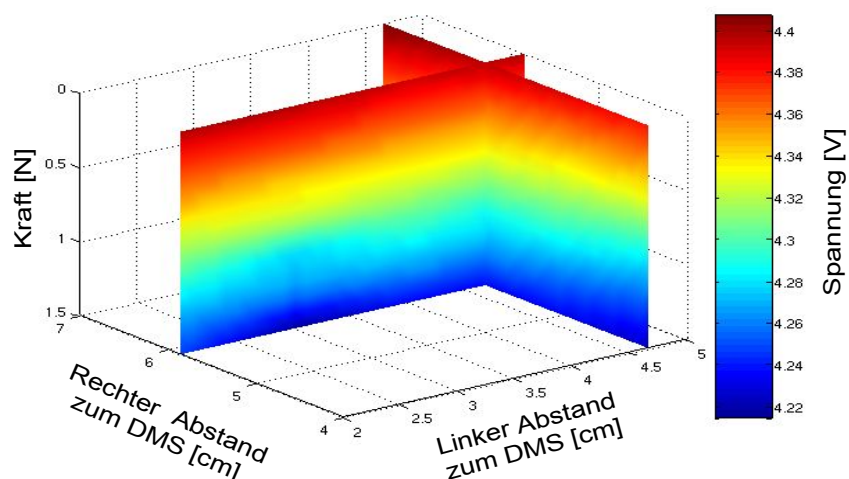


Abbildung 11: Der Schnitt durch das skalare Feld der Messung für die Werte 4,65 und 5,85 cm. Die Abstände zum DMS beziehen sich auf den linken (2-5 cm) und rechten Abstand (4-7 cm) der äußeren Stangen zum DMS.



## 2.3 Der Gefriervorgang

Um den Gefriervorgang abschätzen zu können, wurde eine Vorbetrachtung bezüglich des Wärmeeintrags und der Zeitdauer des Temperatenausgleichs vorgenommen. Beide Aspekte sind für einen schnellen und umfassenden Gefriervorgang notwendig, da nur so eine Kontraktion in ihrem Zustand festgehalten werden konnte. Für die Beschreibung des Muskels wurde die

Dichte von 100 % Wasser angenommen, da er mit  $1,06 \frac{g}{cm^3}$  annähernd die Dichte von Wasser hat und größtenteils aus Wasser besteht.

### a) Der Wärmeeintrag in die Kühlflüssigkeit

Der Wärmeeintrag in die Kühlflüssigkeit lässt sich über die Richmannsche Mischungsregel (Formel 15) berechnen. Dabei ist  $c$  die spezifische Wärmekapazität,  $m$  das Gewicht und  $T$  die Temperatur der einzelnen Stoffe. Anzumerken ist, dass die Formel nur für Stoffe gilt, die keine Änderung des Aggregatzustands durchmachen.

$$T_M = \frac{c_1 * m_1 * T_1 + c_2 * m_2 * T_2}{c_1 * m_1 + c_2 * m_2} \quad (15)$$

Bei einer Aggregatzustandsänderung, muss die frei werdende Wärmemenge zu dem Zähler der Gleichung dazu addiert werden. Dies ergibt mit der Gleichung für die Schmelzwärme (positiver Wert = Kristallisationswärme) die Endtemperatur mit ausgeglichenen Teilmperaturen.

$$Q_{\text{Kristallisationswärme}} = q * m \quad (16)$$

$$T_M = \frac{c_1 * m_1 * T_1 + c_2 * m_2 * T_2 + q_x * m_x}{c_1 * m_1 + c_2 * m_2} \quad (17)$$

## 2 Material und Methode

### Spezifische Wärmekapazitäten

Stahl	$c = 0,5 \frac{\text{kJ}}{\text{kg} * \text{K}}$
Messing	$c = 0,385 \frac{\text{kJ}}{\text{kg} * \text{K}}$
Aluminium	$c = 0,896 \frac{\text{kJ}}{\text{kg} * \text{K}}$
Ethanol	$c = 2,43 \frac{\text{kJ}}{\text{kg} * \text{K}}$
Gewebe (Wasser)	$c = 4,182 \frac{\text{kJ}}{\text{kg} * \text{K}}$

### Spezifische Schmelzwärme

Gewebe (Wasser)	$q = 334 \frac{\text{kJ}}{\text{kg}}$
-----------------	---------------------------------------

### Gewichte

Stahl-Schraube	$m = 4 * 1,58 \text{ g} = 6,32 \text{ g}$
Messing-Zange	$m = 16,13 \text{ g}$
Alu-Zange	$m = 4,71 \text{ g}$
Alu-Rundrohr	$m = 2 * 7,77 \text{ g} = 15,54 \text{ g}$
Ethanol	$m = 0,785 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3} * 500 \text{ cm}^3 = 392,5 \text{ g}$
Gewebe (Wasser)	$m = 0,1 - 1 \text{ g}$

### Temperaturen

Messgerät	$T = 297,15 \text{ K} (24 \text{ °C})$
Ethanol	$T = 203,15 \dots 213,15 \text{ K} (-70 \dots -60 \text{ °C})$
Gewebe (Wasser)	$T = 311,15 \text{ K} (38 \text{ °C})$

$$T_m = \frac{(c*m*T)_{\text{Aluminium}} + (c*m*T)_{\text{Messing}} + (c*m*T)_{\text{Stahl}} + \dots}{(c*m)_{\text{Aluminium}} + (c*m)_{\text{Messing}} + (c*m)_{\text{Stahl}} + \dots} + \frac{\dots (c*m*T)_{\text{Ethanol}} + (c*m*T)_{\text{Wasser}} + (q*m)_{\text{Wasser}}}{\dots (c*m)_{\text{Ethanol}} + (c*m)_{\text{Wasser}}} \quad (18)$$

## 2 Material und Methode

Die eingesetzten Werte in die Formel 18 ergeben einen Bereich für die Endtemperatur bei gegebenen Ausgangstemperaturen des Ethanols von  $-70\text{ }^{\circ}\text{C}$  bzw.  $-60\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Bei der Endtemperatur handelt es sich um ein Temperaturgleichgewicht, in dem sich alle Teilttemperaturen ausgeglichen haben.

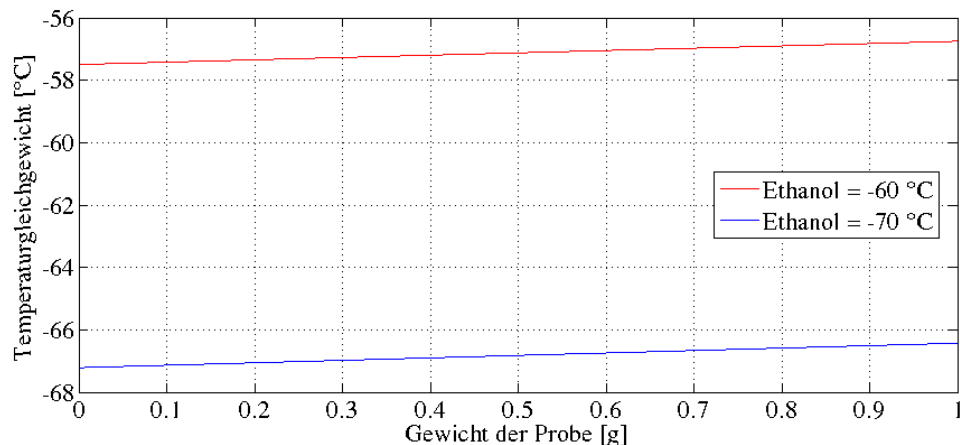


Abbildung 12: Die berechnete Temperatur nach dem Eintauchen des Messgerätes und der Probe. Der Ausgangstemperaturbereich des Ethanols lag zwischen  $-70$  und  $-60\text{ }^{\circ}\text{C}$ .

Die Gewichtserhöhung der Probe im Vergleich zu den anderen Massen fällt somit bezüglich der Temperaturerhöhung nur gering ins Gewicht (Abb. 12). Sodass geschlussfolgert werden kann, dass die Temperatur und die Menge an Gefriermittel (Ethanol) zum Einfrieren ausreichend war. Jedoch ist damit noch keine Aussage bezüglich der Zeit des Gefriervorgangs möglich, dies wird im nachfolgenden Abschnitt behandelt.

### b) Die Zeitdauer des Temperatenausgleichs

Um die Zeitdauer des Gefriervorgangs abschätzen und als eventuelle Fehlerquelle ausschließen zu können, wurde die Wärmeleitung durch die Probe berechnet. Basierend auf der Wärmeleitung, ließ sich so die Auskühlungszeit herleiten.

Dazu wird die relative Wärmemenge (Wärmeinhalt) von  $38\text{ }^{\circ}\text{C}$  warmen Wasser bis zum Nullpunkt aus der Formel 19 berechnet.

## 2 Material und Methode

$$Q = c * m * \Delta T$$

$$Q_{\text{Differenz}} = 4182 \frac{\text{J}}{\text{kg} * \text{K}} * [0 \dots 0,001] \text{ kg} * -38 \text{ K} \quad (19)$$

Zusätzlich musste die frei werdende Kristallisationsenergie des Eises (Formel 20) beachtet werden, da sie einen leichten Temperaturanstieg bedingte. Da der Muskel von beiden Seiten auskühlt und für die Berechnung nur eine Seite betrachtet wird, wird im Folgenden nur mit der halben Wärmemenge und Kristallisationsenergie gerechnet.

$$Q = q * m$$

$$Q_{\text{Kristallisationsenergie}} = -334\,000 \frac{\text{J}}{\text{kg} * \text{K}} * [0 \dots 0,001] \text{ kg} \quad (20)$$

Über die Formel für die Wärmeleitung in einem Körper (Formel 21), ließ sich so die Zeitdauer der Wärmeleitung (Formel 22) aus dem Objekt errechnen. Zu beachten ist dabei die Veränderung der Wärmeleitung durch den Gefriervorgang von außen nach innen. Eis zeigt eine bessere Wärmeleitung als Wasser und es kommt zu einer schnelleren Auskühlung. Im Folgenden werden die Beispielrechnungen für zwei Zustände berechnet. Einerseits ohne Eisbildung und andererseits mit Eisbildung unter der Annahme von 50 %igem Eis (Abb. 13).

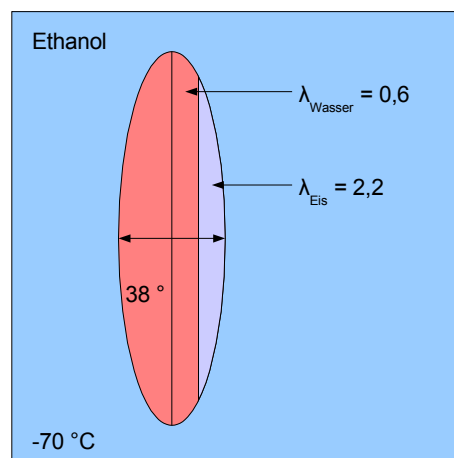


Abbildung 13: Der einzufrierende Muskel in dem Kühlmedium. Links der Zustand ohne die Betrachtung von Eisbildung und rechts mit Eisbildung.

## 2 Material und Methode

$$Q = \frac{A * t * \Delta T}{\frac{l_1}{\lambda_1} + \frac{l_2}{\lambda_2}} \quad (21)$$

$$t = \frac{(Q_{\text{Differenz}} + Q_{\text{Kristallisationsenergie}}) * \left( \frac{l_{\text{Wasser}}}{\lambda_{\text{Wasser}}} + \frac{l_{\text{Eis}}}{\lambda_{\text{Eis}}} \right)}{A * \Delta T} \quad (22)$$

Voraussetzung für eine stationäre Wärmeleitung ist jedoch die gleich bleibende Temperatur im Inneren des Muskels. Sie verringert sich bei der Wärmeleitung und die Wärmemenge nimmt über die Zeit ab. Dies führt zu einem noch schnelleren Auskühlen des Körpers, als in den folgenden Grafiken angegeben wird. Ein weiterer Punkt ist, dass bei dieser Betrachtung die gesamte Wärmemenge sich im Inneren des Muskels konzentriert und normalerweise im Muskel gleichmäßig verteilt ist. Dadurch kühlen die äußeren Bereiche schneller aus und dies bedingt einen zusätzlichen Temperaturabfall. Die vorliegende Beispielrechnung soll exemplarisch zeigen, dass der Gefriervorgang im optimalen Zeitrahmen ablief, in einem realen Experiment würde die Zeit jedoch kleiner ausfallen (Abb. 14 & 15).

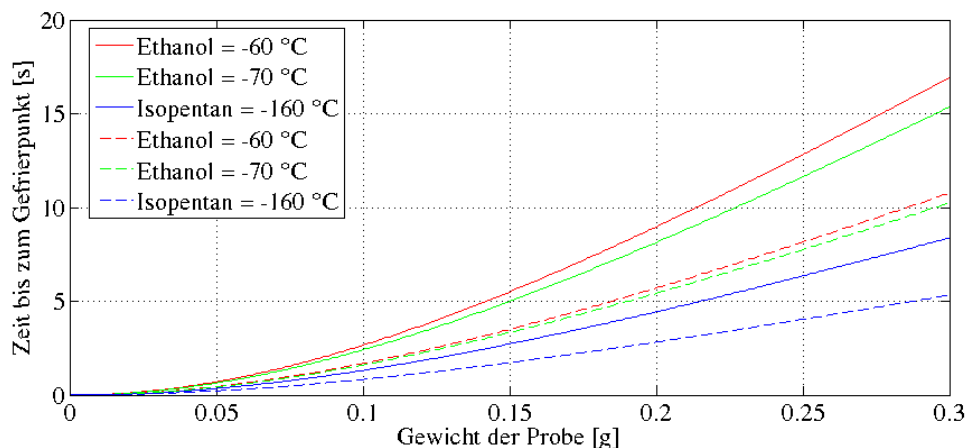


Abbildung 14: Die Darstellung der Zeit des Gefriervorgangs für den *M. soleus* unter Annahme einer ellipsoiden Form. Die Gewichte der Muskeln befanden sich in dem Bereich von 90 – 210 mg. Die ersten drei Kurven beziehen sich auf die Beispielrechnung ohne Eisbildung, sowie die gestrichelten Kurven auf die Beispielrechnung mit Eisbildung. Zusätzlich wurden zur Vergleichbarkeit die Kurven für Isopentane mit angegeben.

## 2 Material und Methode

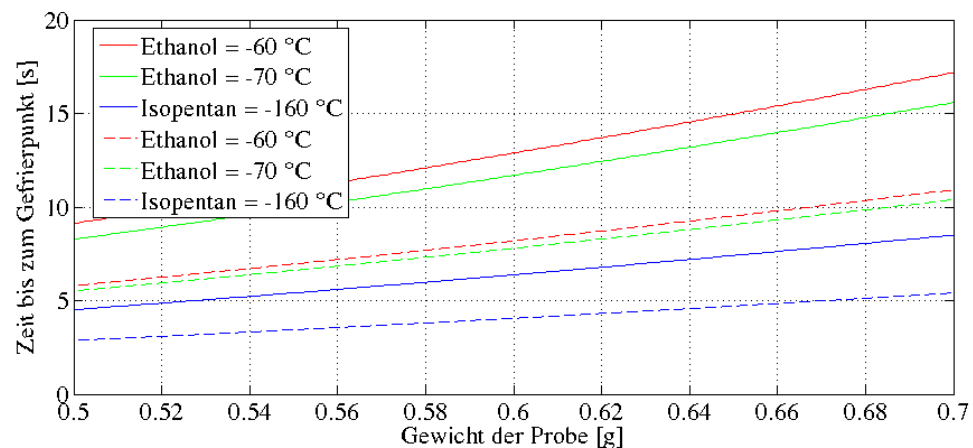


Abbildung 15: Die Darstellung der Zeit des Gefriervorgangs für den *M. gastrocnemius medialis* unter Annahme einer ellipsoiden Form. Die Gewichte der Muskeln befanden sich in dem Bereich von 460 – 670 mg. Die ersten drei Kurven beziehen sich auf die Beispielrechnung ohne Eiskristallbildung, sowie die gestrichelten Kurven auf die Beispielrechnung mit Eiskristallbildung. Zusätzlich wurden zur Vergleichbarkeit die Kurven für Isopentan mit angegeben.

Um die berechneten Zeiten mit einer realen Probe zu vergleichen, wurde ein 1 cm<sup>3</sup> großer Muskelwürfel (Rindfleisch) unter den gleichen Versuchsbedingungen eingefroren. Der Fleischwürfel simulierte dabei die Beschaffenheit und den Aufbau eines Muskels. Durch das größere Verhältnis des Volumens zur Oberfläche, ergab sich dabei für die Beispielrechnung eine langsamere Gefrierzeit bis zum Gefrierpunkt (Abb. 16).

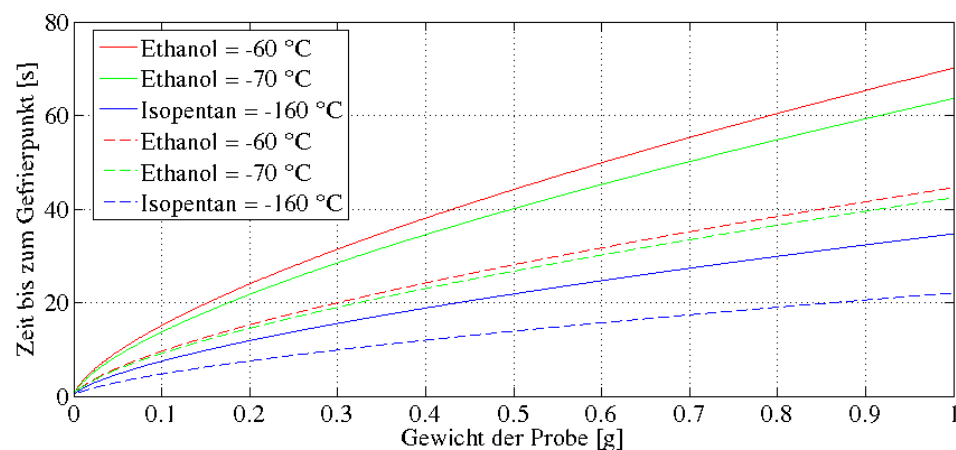


Abbildung 16: Die Darstellung der Zeit des Gefriervorgangs für den Muskelwürfel unter Annahme einer kubischen Form. Die Gewichte der Würfel befanden sich um 1 g. Die ersten drei Kurven beziehen sich auf die Beispielrechnung ohne Eiskristallbildung, sowie die gestrichelten Kurven auf die Beispielrechnung mit Eiskristallbildung. Zusätzlich wurden zur Vergleichbarkeit die Kurven für Isopentan mit angegeben.

## 2 Material und Methode

Bei dem direkten Vergleich zwischen berechneten und gemessenen Werten, zeigte sich dann die korrekte Vorhersage der gemessenen Werte (Abb. 17). Die Abweichung lässt sich dabei durch die Dynamik des Gefriervorgangs und das Überprüfen der Eisdicke im Muskel erklären. Einerseits dauerte es 10 bis 15 Sekunden bis der Muskel aufgeschnitten und vermessen wurde und andererseits ist der Messvorgang durch die Temperatur des Messgeräts und Messers ungenau. Man kann also annehmen, dass die Eisdicke zum eigentlichen Messzeitpunkt dicker war und somit nahe der berechneten Linie liegen müsste. Weitere Aussagen sind jedoch wegen der Ungenauigkeit nicht möglich.

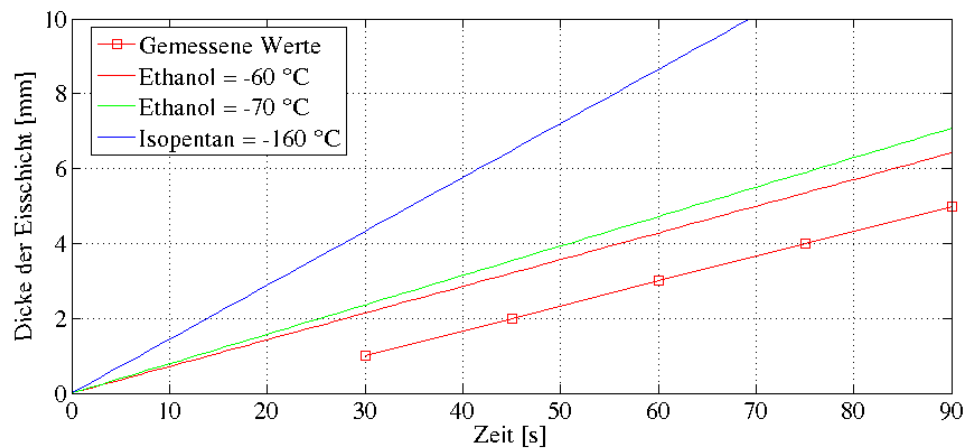


Abbildung 17: Die Ausbreitung der Eisdicke in dem Muskelblock für die Messung und Berechnung. Die Messung liegt dabei unter den berechneten Werten und ist somit langsamer abgelaufen. Dies kann jedoch durch die Messungenauigkeit bedingt sein. Die letzten drei Kurven beziehen sich auf die Beispielrechnung ohne Eisbildung (siehe dazu Abb. 16). Zusätzlich wurden zur Vergleichbarkeit die Kurven für Isopentan mit angegeben.

### 2.4 Die Experimente

#### a) Der Aufbau

Für die Versuche wurde Trockeneis als Gefriermittel verwendet (Abb. 18 - graue Box). Vor dem Versuch wurde es in eine weitere Styroporbox umgefüllt, sodass es eine darin eingebrachte Schale gänzlich umhüllte. Das Ethanol konnte dadurch in der Schale auf  $-70\text{ }^{\circ}\text{C}$  herunter gekühlt werden. Das restliche in der grauen Box verbliebene Trockeneis diente dem späteren Transport der eingefrorenen Muskeln. Das jeweilige Versuchstier wurde im Tierexperimentellen Zentrum bestellt und die Narkose durch den Tierarzt eingeleitet. Nach Einstellung der Narkose wurde es auf eine Wärmeplatte mit Körpertemperaturüberwachung gelagert, um ein Auskühlen zu verhindern (Abb. 18 - untere Bildmitte).



Abbildung 18: Der Versuchsaufbau für die Muskelentnahme und das Schockgefrieren. Von oben links: Styroporboxen, Präparationsbesteck, Mammalia-Ringerlösung bei  $38\text{ }^{\circ}\text{C}$ , Temperaturfühler mit Heizplatte und Temperaturmessgerät.



## 2 Material und Methode

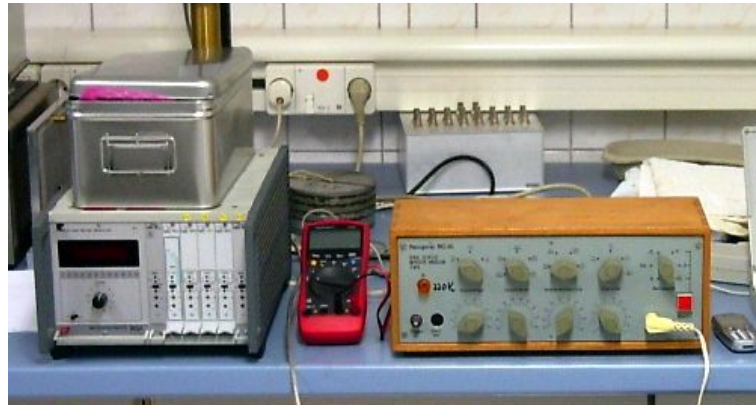


Abbildung 19: Die Kraftmess-, Frequenzmess- und Stimulationsgeräte.

Unter Narkose wurde nacheinander auf beiden Körperseiten der M. triceps surae (M. soleus, M. gastrocnemius medialis) frei präpariert, um ihn jeweils auf einer Körperseite im nicht-kontrahierten und der anderen Seite im kontrahierten Zustand zu fixieren. Dabei wurde der zu kontrahierende Muskel stochastisch verteilt der linken oder rechten Körperseite entnommen.

Es wurde die Haut am Unterschenkel über den Muskeln eröffnet und die Faszie des M. biceps femoris entlang der Tibia durchtrennt. Dieser Schritt schonte die Gefäße, die auf der Innenseite des Beines verlaufen, und legte den Zugang zum M. triceps surae frei. Im nächsten Schritt wurde die Achillessehne durchtrennt und der M. gastrocnemius, M. flexor digitorum superficialis und M. soleus abgehoben. Der M. soleus wurde von dieser Gruppe vorsichtig getrennt und proximal an der Sehne durchschnitten. Danach wurden der Nervenast und die zuführenden Gefäße durchtrennt. Der M. gastrocnemius medialis wurde gemeinsam mit dem M. gastrocnemius lateralis entnommen. In einem zweiten Schritt wurde der M. gastrocnemius in seine beiden Köpfe aufgespalten und der M. gastrocnemius medialis möglichst proximal vom Condylus medialis femoris abgelöst, ohne die Sehnenplatte des M. gastrocnemius medialis zu beschädigen. Um ein Auskühlen und Austrocknen zu verhindern, wurden die Muskeln sofort nach der Entnahme in 38 °C warme Mammalia-Ringerlösung gelegt (Close & Hoh, 1968; Kössler & Küchler, 1987). Erst zu Beginn der Messung wurde dann der jeweilige Muskel in die Haltevorrichtung mit dem Messgerät zur Kraftmessung eingespannt. Das Einspannen des Muskels in eine isometrische Anordnung bot gegenüber der

## 2 Material und Methode

Längenmessung (isotonisch), die mit Trägheitseffekten verbunden ist, einen entscheidenden Vorteil (Reichel, 1960). Bei ihr wurde der Muskel auf eine bestimmte Länge fixiert und zur Kontraktion gebracht.

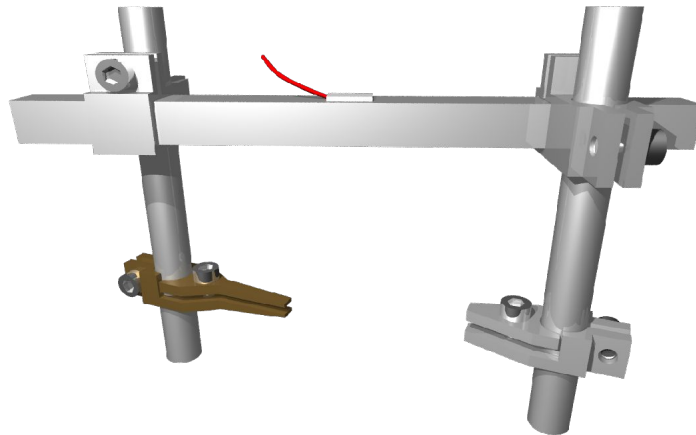
### **b) Das Experiment**

Die Stimulation der Muskeln erfolgte über die zwei Zangen (Abb. 20), mit denen der Muskel eingespannt wurde und die als Elektroden fungierten. Der zuführende Nervenast (Ramus muscularis des N. tibialis) erwies sich für eine direkte Elektrode als zu dünn und für den Versuchsaufbau als zu schwer zu handhaben. Deshalb wurde er nur frei präpariert und auf den Muskel aufgelegt. Durch die Befeuchtung des Muskels mit Mammalia-Ringerlösung war eine Stromleitung gegeben, welche die Auslösung einer Kontraktion über den Nerv ermöglichte. Die Erregung über den Nerv ist für die Rekrutierung aller motorischer Einheiten notwendig und kann über die mit dem Messgerät gemessene Kraft nachgewiesen werden. Für eine direkte Stimulation der Muskelfasern über den Muskel sind dagegen höhere Spannungen nötig. Die Stimulation erfolgte mit dem Reizgerät RG 05 (KMU Leipzig / Bereich Medizin) (Abb. 19). Mit ihm lässt sich die Impulsfolge, die Impulsdauer und die Intensität einstellen. Stimuliert wurde mit der Betriebsart „fortlaufender Impuls“ mit einer Intensität von 10 V und einer Impulsdauer von 0,2 ms. Die Erregungsfrequenz für die maximale Kontraktion liegt beim M. soleus bei > 70 Hz sowie beim M. gastrocnemius medialis bei > 130 Hz (Wank, 1993). Dies spiegelt die Fasertypenverteilung wieder, die auf die verschiedenen Frequenzen unterschiedlich stark reagieren. Um sicher zu gehen, dass alle Fasern vom Typ-I & -II gereizt wurden, wurden beide Muskeln mit der gleichen Frequenz von 120 Hz gereizt. Die Frequenz lag dabei noch in einem Bereich in dem beide Fasertypen ihre maximale Kontraktionsstärke erreichten und wurde über die Impulsfolge beim Messgerät kalibriert. Die Kalibrierung war entweder mit dem vorhandenen Oszilloskop oder dem Messgerät VC 820 möglich.

Die Kraftmessung erfolgte über einen Dehnungsmessstreifen auf der Einspannvorrichtung. Dieser wurde als Vollbrücke betrieben und ermöglichte so einen temperaturunabhängigen Betrieb. Das gemessene Signal wurde über

## 2 Material und Methode

einen Messverstärker (HBM MGA mit Messeinschub MA30) erhöht und über einen AD-Wandler mit 12-Bit Auflösung in einem Computer aufgezeichnet. So konnte das gemessene Signal in einem zweiten Schritt in die entsprechende Kraft umgerechnet werden (siehe Kapitel Messgeräte).



*Abbildung 20: Der Biegebalken mit dem Dehnungsmessstreifen in der Mitte des zentralen Vierkanthrohrs. Die Einspannung der Muskeln erfolgte an den beiden Zangen am Ende der Rundrohre.*

Für das Schockgefrieren erwies sich gekühlter Alkohol (Flammpunkt bei 17 °C) am geeignetsten, da Isopentan als Standardmethode durch seinen niedrigen Flammpunkt (-57 °C) ausgeschlossen werden musste (von Mering & Fischer, 1999; Schilling, 2005). Aufgrund einer möglichen Funkenbildung konnte dabei eine Verpuffung von Isopentan nicht ausgeschlossen werden. Der Muskel wurde für das Schockgefrieren in eine eigens dafür entwickelte Haltevorrichtung mittels zweier Zangen eingespannt, und nach indirekter Stimulation über den N. tibialis während der Kontraktion bei -70 °C schockgefroren.

Für die Gewinnung der Muskeln im relaxierten Zustand wurde der entsprechende Muskel ohne Stimulation ebenfalls in die Vorrichtung eingespannt, um eine vergleichbare Versuchssituation zu erreichen. Die tiefgefrorenen Muskeln wurden anschließend in einer geschlossenen Kühlkette im Gefrierschrank gelagert.

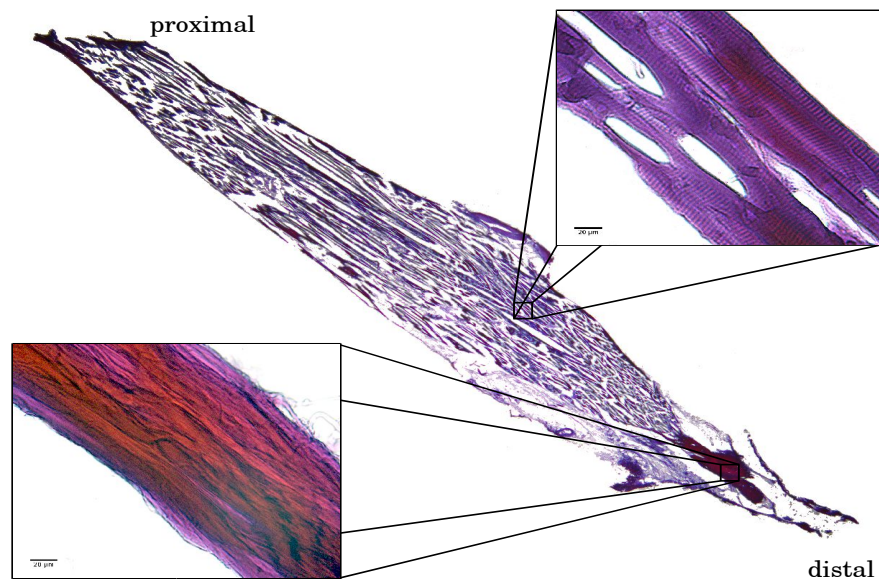
### 2.5 Die Histologie

Der zu untersuchende Muskel wurde in weiterer Folge mit gekühltem Einbettmedium (Leica OCT Cryocompound) und mit Bleistiftminen (Faber-Castell / Super-Polymer 0,5 2B) für die spätere Orientierung und Ausrichtung der Schnitte eingebettet. Anschließend wurden histologische Längsschnitte mit dem Kryostat-Mikrotom (SLEE MTE, C-Stahlmesser, Schnittdicke 12 µm, Temperatur -24 °C) angefertigt. Dazu wurde auf dem Block ein Klebestreifen befestigt, der den Schnitt beim Schneiden fixieren sollte. Dadurch wurde sichergestellt, dass die Faszikel während des Schneidens nicht verschoben wurden. Während des Anfertigens der Schnittserie wurde jeweils jeder vierte Schnitt (48 µm) für die Färbung der Gewebekomponenten und jeder vierzigste Schnitt (480 µm) für den Nachweis der Fasertypen verwendet. Für die histologische Aufarbeitung erwies es sich als problematisch, dass das am Objekt haftende Ethanol bei der Lagerung (bei -24 °C) in den Muskel eindrang und somit ein Kleben auf den Klebestreifen verhinderte. Die Experimente vom 26.1.2006 und 25.2.2006 konnten aus diesem Grund nicht ausgewertet werden. Zum Binden des Ethanols wurde deshalb Talkum-Puder ( $\text{Mg}_3\text{Si}_4\text{O}_{10}(\text{OH})_2$ ) verwendet, das tiefgekühlt nach dem Schockgefrieren das Ethanol band.

#### a) Die Cason-Färbung

Für die Anfärbung der Gewebeanteile wurden die gefrorenen Schnitte (jeder 4. - 48 µm) sofort in Formalin fixiert und der Trichrom-Cason-Färbung (Böck, 1998) unterzogen. Die Formalinfixierung bedingt ein leichtes Schrumpfen der Muskelfasern, dies ist für die weitere Auswertung von entscheidender Bedeutung, da dadurch Raum für die Abgrenzung der einzelnen Faszikel geschaffen und eine Diskriminierung der Faszikel erleichtert wurde. Die Schrumpfung hat jedoch auf die räumliche Ausrichtung der Faszikel keine Auswirkung, da diese auf dem Klebestreifen fixiert sind. Im Ergebnis der Cason-Färbung sind die Muskelzellen blau und die kollagenen Anteile rot angefärbt (Abb. 21).

## 2 Material und Methode



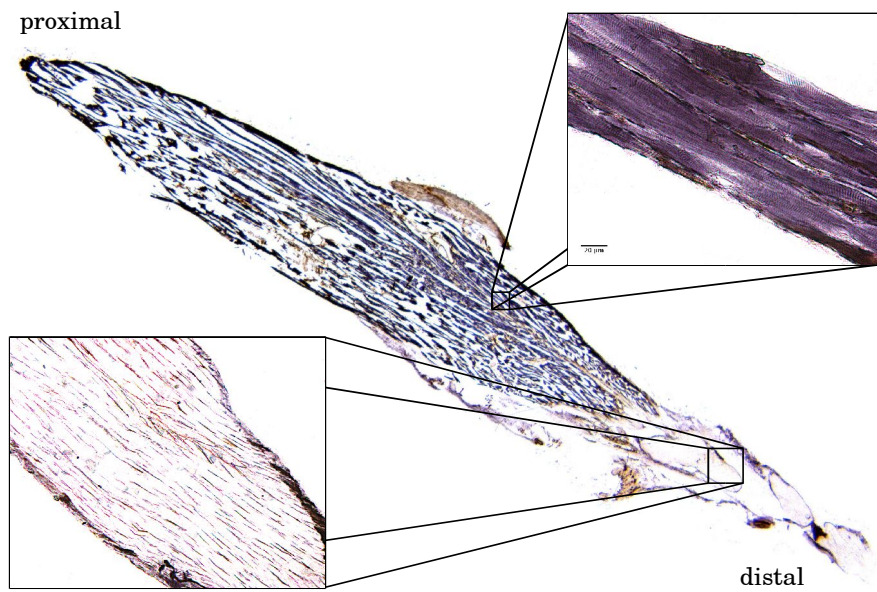
*Abbildung 21: Der Längsschnitt (nach Cason gefärbt) durch den M. soleus der Ratte in fibularer Ansicht. Links unten – sehniger Anteil / rechts oben – fleischiger Anteil.*

### **b) Die Ziegan-Kombinationsreaktion**

Zur Bestimmung der Muskelfasertypenverteilung wurde auf den unfixierten Schnitten (jeder 40. - 480 µm) die Ziegan-Kombinationsreaktion durchgeführt (Ziegan, 1979; von Mering & Fischer, 1999). Durch das reziproke Enzymverhalten der beiden Fasertypen (Typ-I - hohe Rate an oxidativen Enzymen und geringe Rate an alkalistabiler ATPase / Typ-II - niedrige Rate an oxidativen Enzymen jedoch eine hohe Rate an alkalistabiler ATPase) werden durch die Ziegan-Kombinationsreaktion unterschiedliche Fasertypen sichtbar gemacht. Es färben sich Typ-I-Fasern - blau und Typ-II-Fasern - braun (Abb. 22).

Die Typ-I-Fasern zeigen eine langsame aber ausdauernde Kontraktion, Typ-IIb-Fasern können sehr schnell kontrahieren, ermüden jedoch schnell. Typ-IIa-Fasern verhalten sich intermediär, sie kontrahieren schneller als Typ-I-Fasern und sind ermüdungsresistenter als Typ-IIb-Fasern. Durch die Einteilung in Fasertypen lassen sich den einzelnen Faszikeln biomechanische Unterschiede zuordnen.

## 2 Material und Methode



*Abbildung 22: Der Längsschnitt (nach Ziegan gefärbt) durch den M. soleus der Ratte in fibularer Ansicht. Links unten – sehniger Anteil / rechts oben – fleischiger Anteil.*

### 2.6 Die Rekonstruktion

Für die Rekonstruktion von linien- oder röhrenförmigen Strukturen sind in der Literatur mehrere Methoden beschrieben. Diese wurden unter anderem bei der Rekonstruktion von Muskelfasern (van Doorn et al., 1996; van Donkelaar et al., 1999; Damon et al., 2002; Vermathen et al., 2003; Gilbert et al., 2005, 2006; Lansdown et al. 2007a, b), Nervenfasern (Isaacs et al., 1998; Al-Kofahi et al., 2002; Ding et al., 2003, 2005; Meijering et al., 2004; Dougherty et al., 2005) und Gefäßsystemen (Sato et al., 1998; Abdul-Karim et al., 2003; Clark et al., 2003; Stewart et al., 2003; Lin et al., 2005) angewendet. Probleme, die bei der Erkennung der Strukturen aufgetreten sind, sind vor allem durch die geringe Auflösung und durch das Rauschen der MRT-, CT- oder konfokalen Mikroskopiebilder bedingt gewesen. Es kam dabei zum Zusammenschluss benachbarter Strukturen und zur Detektion von Artefaktstrukturen. Hierbei zeigte sich, dass Mikroskopaufnahmen (speziell der konfokalen Mikroskopie) durch ihre gute Auflösung für die Tracing-Algorithmen die besten Voraussetzungen lieferten. Dies ist jedoch nur für transparente Strukturen möglich.

Die folgende Methode ist ein Kompromiss zwischen der Auflösung der Bilder und der Genauigkeit beim Ausrichten der Schnitte. Für die Rekonstruktion sollten deshalb die Schnitte automatisch ausgerichtet und die Faszikel automatisch detektiert werden. Dadurch erreichte man einen hohen Grad an Objektivität und Effektivität. Die automatische Ausrichtung mit Markern erlaubte es zusätzlich Fehlerquellen, wie Verschiebungen und Stauchungen zu erkennen und zu quantifizieren. Bei der großen Datenmenge (~ 40 – 190 Schnitte pro Muskel), für die alle Faszikel in ihrer Lage bestimmt werden mussten, ergab sich durch die Automatisierung eine deutliche Zeitersparnis.

#### **a) Das Programm „convert“ zur Bildverarbeitung**

Für die 3D-Rekonstruktion wurden die nach Cason gefärbten Schnitte mit einem Zeiss® Axiolab Mikroskop mit angeschlossener Digitalkamera (Colorview 12) und entsprechender Bildverarbeitungssoftware (AnalySIS, Soft

## 2 Material und Methode

Imaging Systems, Münster) in der Bildgröße (2576 x 1932) Pixel (1 Pixel = 0,0114 mm) mit 24 Bit Farbtiefe eingescannt. Die Schnitte wurden in der weiteren Folge mittels Filtern und Farbumwandlungen so aufbereitet, dass der Verlauf der Faszikel halbautomatisch von der eigens dafür entwickelten Software „alignment“ erkannt und verfolgt werden konnte.

Mit der selbst geschriebenen Software „convert“ wurden durch Punktoperationen (Verarbeitung einzelner Punkte) die Schnittbilder von ihrem Hintergrund getrennt (Abb. 23). Dies geschah durch eine Inversion des Hintergrundbildes (Bild ohne Schnitt) und der anschließenden Addition mit dem eingescannten Bild. Durch eine homogene Punktoperation wurde anschließend eine Farbanpassung vorgenommen. Die Farbanpassung war notwendig, um die Diskriminierung zu erleichtern und die Rot- mit den Blauwerten zu vertauschen. Dadurch erreichte man eine standardisierte Färbung für die weitere Verwendung (Sehnenanteil - blau und Muskelfaseranteile - rot). Anschließend wurde das Bild von Artefakten (Kristalle oder Lufteinschlüsse) gesäubert. Das geschah für die Rot- und Blau-Anteile getrennt und diente der Rausch- und Artefaktunterdrückung. Die Größe wurde dabei so gewählt, dass keine Faszikel- und Sehnenanteile mit betroffen waren. Größere Artefakte (Lufteinschlüsse und benachbarte Schnitte) mussten per Hand mit einer Bildbearbeitungssoftware „Gimp“ entfernt werden.

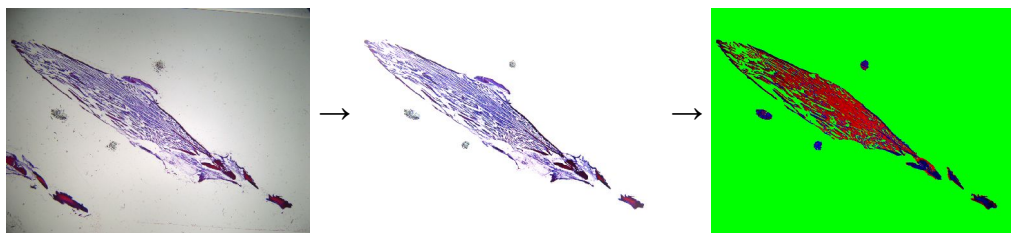


Abbildung 23: Die schrittweise Bearbeitung der Bilder. Von Links: das Originalbild, das Originalbild ohne Hintergrund und das Endbild mit Farbanpassung.

### b) Das Programm „alignment“ zur Datengewinnung

Die gereinigten Bilder wurden mit der Software „alignment“ an den eingebetteten Markern (Bleistiftminen) ausgerichtet. Es war notwendig, mehrere Marker zu verwenden, da die Software zwei optimale Marker auswählte, an



## 2 Material und Methode

denen der Schnitt ausgerichtet wurde. Für die optimalen Marker musste dabei gelten, dass sie den kleinsten Abstandsfehler zu den anderen Markern besaßen, also nicht verrutscht oder schief eingebettet waren (z.B. S3, Tab. 1 konnte aus diesem Grund nicht rekonstruiert werden). Die so ausgerichteten Schnitte wurden in einem weiteren Schritt mit dem Programm „Gimp“ gänzlich gereinigt und geprüft, um eine Mustererkennung zu erleichtern.

Durch die Mustererkennung wurden in einem folgenden Schritt die Muskelfaserbündel durch den Muskel verfolgt. Dabei wurde die Anordnung und Struktur des Muskelgewebes wiedererkannt und als vereinfachte Linien verfolgt. Dazu diente das Programmfragment „Faszikeltracing“ (Abb. 24), das das Bild z-förmig ablief und sobald es auf einen Faszikelabschnitt traf, den Faszikel verfolgte. Dabei wurde der ursprüngliche Faszikel gelöscht und nur seine räumlichen Daten gespeichert. Diese standen zur weiteren Verarbeitung in einem Textfile bereit.

```
1 Für jeden Punkt im Bild
2   Wenn Bildstruktur
3     Initialisiere neue Spur
4     Setze Startpunkt
5     Wiederhole wenn Startpunkt nicht alleine im Umkreis
6       Speichere Startpunkt
7       Lösche die alten Bildstrukturen
8       Setze neuen Punkt als Startpunkt
9       Speichere Startpunkt
10      Lösche die alten Bildstrukturen
11      Speichere die Spur
```

Abbildung 24: Das Programmfragment Faszikeltracing aus dem Programm "alignment".

Ziel des Programms „Faszikeltracing“ war es einen einzelnen Faszikelzug durch aufeinander folgende räumliche Punkte beschreibbar zu machen. Dazu wurde für alle Punkte eines Bildes (Schnittbild) überprüft (Zeile 1), ob an diesem Punkt eine Struktur existierte (Zeile 2). War dies der Fall, wurde eine neue Datenstruktur zur Speicherung der Faszikelspur aufgebaut (Zeile 3) und der Startpunkt für die weitere Suche gesetzt (Zeile 4). Nun wurde im Umkreis einer halben Faszikelbreite der nächste Punkt des Faszikels gesucht (Zeile 5). Dadurch wurden keine fremden Faszikel berührt und der Algorithmus wurde robuster gegenüber Lücken in den Faszikelkurven. Zudem erlaubte dieser

## 2 Material und Methode

Schritt eine erste Abstraktion durch die Reduzierung einer breiten flächigen Linie in einen Linienabschnitt (Abb. 25).

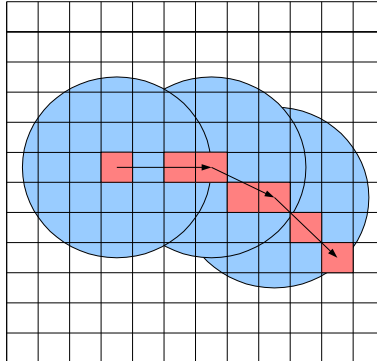


Abbildung 25: Die Punktsuche für das Faszikeltracing. Dunkle Punkte repräsentieren den Faszikelzug und helle Kreise den Radius der Suche.

Wurde nun ein neuer Punkt gefunden, wurde der alte Startpunkt in der Datenstruktur zur Speicherung der Faszikelspur gespeichert (Zeile 6) und der neue Punkt zum neuen Startpunkt für die Suche (Zeile 8). Gleichzeitig wurde die alte Struktur gelöscht (Zeile 7), um ein wiederholtes Auffinden zu vermeiden. Diese Schleife (Zeile 5-8) wurde solange ausgeführt, bis das Ende des Faszikels (maximal die Bildbreite) erreicht war. Anschließend wurde der Faszikel gespeichert (Zeile 11) und nach Weiteren im Bild gesucht (Zeile 1). Dieser Algorithmus zeigt nur die generelle Vorgehensweise und zusätzlich sind weitere Abfragen implementiert, die zu kurze Faszikel aussortieren sollten.

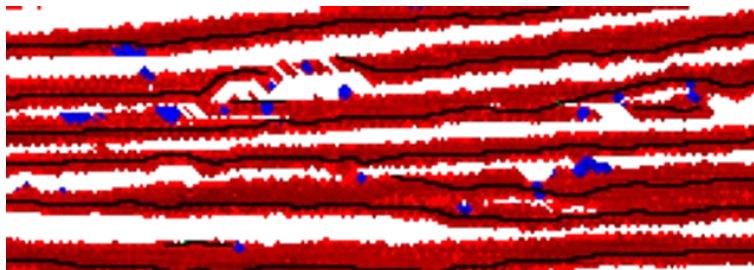


Abbildung 26: Das Ergebnis der Faszikelsuche (Schwarz - Faszikelspur, Rot – Faszikel, Blau - Artefakte).

Auf dieser Grundlage erfolgte unter ständiger Kontrolle die Rekonstruktion der Muskelfaserbündel (Abb. 26). Die Muskelfaserbündel wurden dabei als räumliche Mittelkurven der Faszikel gespeichert. Dabei standen die jeweiligen

## 2 Material und Methode

Vektoren in Zeilen untereinander, die Kurven untereinander waren durch einen Null-Vektor getrennt.

### 2.7 Die Vergleiche und Auswertung der Muskeln untereinander

#### a) Das Programm „rotate“ zur Ausrichtung der Muskeln

Im Anschluss an die Erfassung aller räumlichen Mittelkurven der Faszikel, wurden die so gewonnenen Faszikeldaten mit dem Programm „rotate“ weiterverarbeitet. Um die Vergleichbarkeit der Muskeln untereinander zu gewährleisten, wurde jeder einzelne Muskel an der x-Achse ausgerichtet. Diese Achse entsprach der gedachten Linie zwischen Ursprung und Ansatz (Achillessehne - distal). Diese Bewegungsrichtungsachse ist für die weitere Berechnung entscheidend, da sie das Bezugssystem darstellt. An ihr lässt sich der Fiederungswinkel messen. Die Ausrichtung an Sehnen oder Sehnenplatten ist wegen ihrer nicht-linearen oder nicht-planaren Eigenschaften ungeeignet. Die x-Achse ist so gewählt, dass sich der Muskelansatz immer im positiven Zahlenbereich befindet (in allen Abbildungen rechts).

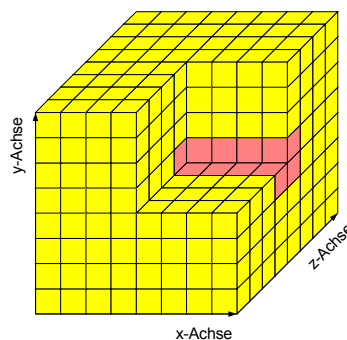


Abbildung 27: Der diskrete Raum mit dem eingebetteten Objekt (ein Teilwürfel hatte die Größe  $0,5 \times 0,5 \times 0,5$  mm).

Für die Ausrichtung wurde in einem ersten Schritt jeder Faszikelabschnitt durch seine räumlichen Koordinaten dem ihm zugehörigen Teilraumwürfel (Cluster) zugeordnet (Abb. 27). Ein Cluster hatte dabei die Größe  $(0,5 \times 0,5 \times 0,5)$  mm<sup>3</sup>, wodurch man eine vereinfachte Verarbeitung erreichte. Anschließend wurde in diesem Raum die mittlere längste Strecke im Muskel ermittelt und an der x-Achse (gedachten Linie zwischen Ursprung und Ansatz) ausgerichtet. Dies geschah durch zwei Rotationen um die z- und y-Achse.

## 2 Material und Methode

Für die entsprechende Ausrichtung der weiteren Achsen, wurde der Muskel um seine Längsachse gedreht. Hierbei wurde die längste Strecke orthogonal zur x-Achse im Muskel bestimmt und an der z-Achse ausgerichtet. Dies entsprach der Breite des Muskels. Am Ende erhielt man einen nach distal und proximal ausgerichteten, standardisierten Muskel für die weitere Verarbeitung. Entsprechend seiner Lage (Muskel der linken oder rechten Seite) wurde der rechte Muskel zusätzlich gespiegelt. Dies diente der Standardisierung aller Muskeln auf einen linken Muskel.

### **b) Das Programm „calculate“ zur Datenaufbereitung**

Die drei vorherigen Schritte dienten der Vorverarbeitung der Daten. Für die Datenauswertung wurde das Programm „calculate“ geschrieben. Es las die Daten ein und richtete in einem ersten Schritt die Daten entlang der x-Achse erneut aus. Dies diente der Unterdrückung von Artefakten, die durch das unterschiedliche Durchtrennen der Sehnenansätze bei der Ratte entstanden. Allein durch die unterschiedliche Arbeitsweise am linken und rechten Muskel ergaben sich unterschiedliche Durchtrennungspunkte, welche in veränderten Sehnenlängen am distalen oder proximalen Ende resultierten. Die Muskeln wurden deshalb in diesem Schritt an ihrem maximalen Schnittfläche auf der x-Achse, durch eine Verschiebung auf der x-Achse, ausgerichtet. Dies konnte erst jetzt geschehen, da der Muskel erst jetzt entlang der Bewegungsrichtungsausrichtung ausgerichtet war.

Für alle Faszikel wurden danach in einem zweiten Schritt ihre räumlichen Mittelkurven in Parameterdarstellung berechnet (gefittet). Dies geschah mit Polynomen dritten Grades, um Sprünge zu vermeiden und die Kurve zu glätten. Anschließend konnten die verschiedenen Parameter wie die Exzentrik der Faszikel, der Fiederungswinkel, die Krümmung und die Volumenanteile bestimmt werden. Die räumlichen Informationen des Muskels wurden dabei in einem diskreten Raum gespeichert (wie im Programm „rotate“). Dieser ermöglichte ein Zusammenfassen der Daten und eine Fehlerberechnung durch die Betrachtung von Clustern. Zudem ließen sich so die Daten besser

## 2 Material und Methode

visualisieren. Anschließend konnten aufgrund dieser Daten die Muskeln im kontrahierten und relaxierten Zustand verglichen werden.

### ***Der Schnittwinkel***

Für die Berechnung des Schnittwinkels musste eine Reihe von Größen bekannt sein. Dazu zählten die Länge und Dicke der Faszikelfragmente und die Schnittdicke.

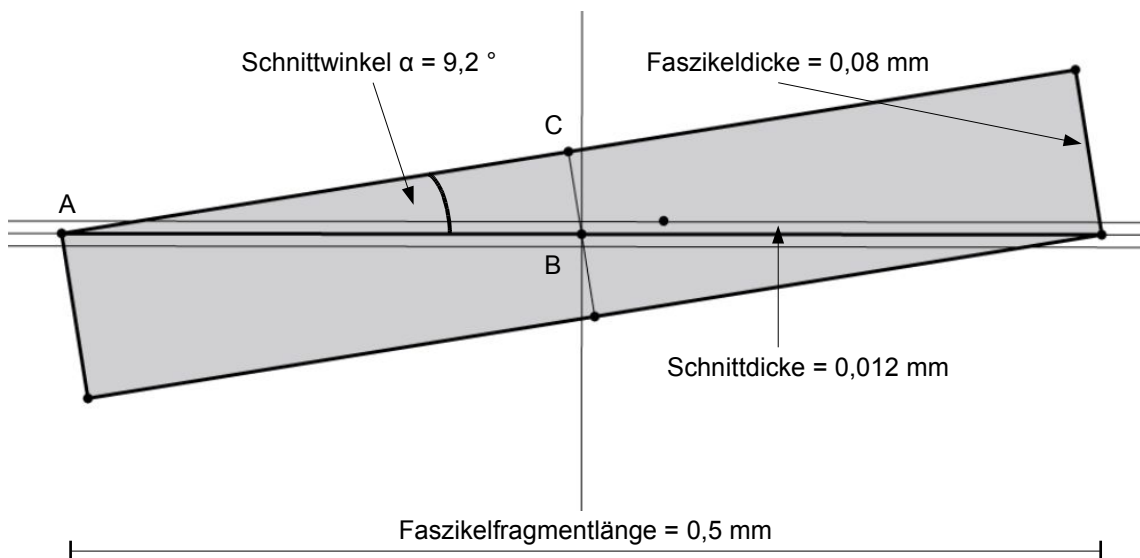


Abbildung 28: Die Konstruktionszeichnung für eine Faszikelfragmentlänge von 0,5 mm und den daraus berechneten Schnittwinkel von  $9,2^\circ$ . Es wurde das dynamische Geometrieprogramm „KSEG“ verwendet.

Die Länge der Faszikelfragmente ließ sich mit dem Programm „calculate“ berechnen. Die Dicke der Faszikel wurden mit einem Mikroskop vermessen und lag bei 70-90  $\mu\text{m}$ . Dabei fielen Unterschiede bei der Faszikeldicke nur gering ins Gewicht, da der Durchmesser des Faszikels sehr viel kleiner war, als die Faszikelfragmentlänge. Die Schnittdicke war vom Cryostat vorgegeben und lag bei 12  $\mu\text{m}$ . Über die Formel 23 für ein rechtwinkliges Dreieck ließ sich somit der Schnittwinkel aus dem Dreieck ABC berechnen (Abb. 28). Mit den gegebenen Größen für die Faszikeldicke und -fragmentlänge, konnte man im Weiteren über die Formel 24 den Schnittwinkel für einen bestimmten Faszikel bestimmen.

## 2 Material und Methode

$$\alpha = \arcsin\left(\frac{\overline{BC}}{\overline{AB}}\right) \quad (23)$$

$$\text{Schnittwinkel} = \arcsin\left(\frac{\text{Dicke}/2}{\text{Länge}/2}\right) = \arcsin\left(\frac{\text{Dicke}}{\text{Länge}}\right) \quad (24)$$

### **Der Teilfiederungswinkel**

Die Berechnung des Teilfiederungswinkels ließ sich aus der Formel für das Skalarprodukt 25 herleiten. Dabei wurde von einem Faszikelabschnitt (Vektor) und der x-Achse (Vektor) der einschließende Winkel (Formel 26) berechnet (Abb. 29).

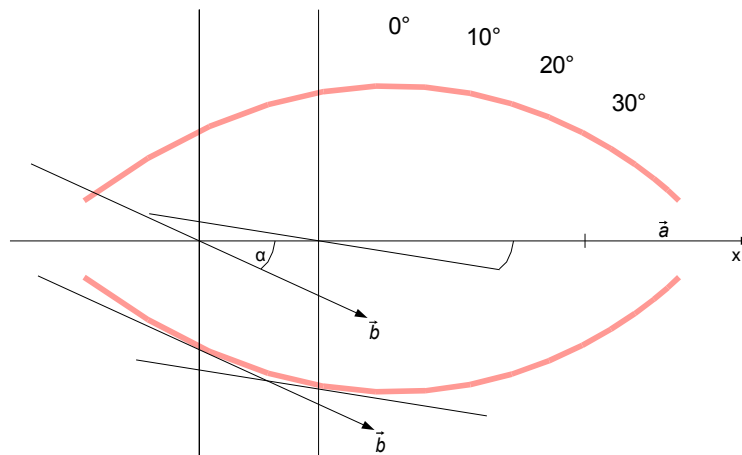


Abbildung 29: Die Berechnung des Teilfiederungswinkels über den Tangentenvektor  $\vec{b}$  und den Einheitsvektor  $\vec{a}$  auf der x-Achse.

$$\vec{a} * \vec{b} = |\vec{a}| * |\vec{b}| * \cos \angle(\vec{a}, \vec{b}) \quad (25)$$

$$\alpha = \cos \angle(\vec{a}, \vec{b}) = \frac{\vec{a} * \vec{b}}{|\vec{a}| * |\vec{b}|} \quad (26)$$

### **Der Fiederungswinkel**

Der Fiederungswinkel musste aufgrund der Rekonstruktionsmethode aus dem Schnittwinkel und dem Teilfiederungswinkel berechnet werden. Erst durch das Zusammenfassen beider Ergebnisse ergeben sich so die echten Winkelstellungen der Faszikel.

## 2 Material und Methode

Dazu wurden folgende geometrische Eigenschaften zunutze gemacht. Der mittlere Gesamtfiederungswinkel des M. soleus und des M. gastrocnemius medialis sind hinreichend aus der Literatur bekannt. Sie betragen für den M. soleus 5° (Monti et al., 2003) und für den M. gastrocnemius medialis 15-20° (Woittiez et al., 1983, 1986). Zusätzlich ist der Objekträgerwinkel durch die Rotation des Muskels mit dem Programm „rotate“ bekannt (Tab. 3). Aus diesen Daten wird ersichtlich, dass die Objekträgerwinkel (mit Ausnahme von 8L-S8) unter den in der Literatur beschriebenen Gesamtfiederungswinkeln lagen.

*Tabelle 3: Die relative Lage der Muskeln vor der Verarbeitung mit dem Programm „rotate“. Rot hinterlegt sind die Muskeln mit einen Objekträgerwinkel, der größer als der Gesamtfiederungswinkel ist.*

Muskel	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]	Winkel [°]
<b>4R-S2</b>	31,29	-1,94	0,5	<b>3,66</b>
<b>8R-S7</b>	30,52	0,82	-0,46	<b>1,76</b>
<b>8L-S8</b>	<b>28,92</b>	<b>-0,85</b>	<b>2,94</b>	<b>6,04</b>
<b>7R-S9</b>	29,48	1,22	0,48	<b>2,55</b>
<b>7L-S10</b>	26,65	-0,69	-1,74	<b>4,02</b>
<b>9R-S11</b>	25,5	0,61	-0,37	<b>1,6</b>
<b>10L-S13</b>	26,12	1,65	-0,42	<b>3,73</b>
<b>10R-S14</b>	29,44	0,2	0,16	<b>0,5</b>
<b>10R-GM1</b>	35,5	-3,19	-0,5	<b>5,2</b>
<b>11L-GM2</b>	30,29	-3,38	-0,71	<b>6,5</b>
<b>11R-GM3</b>	32,76	-1,87	-0,89	<b>3,62</b>
<b>12R-GM4</b>	28,03	-4,84	-1,98	<b>10,57</b>
<b>12L-GM5</b>	28,56	-2,8	1,8	<b>6,65</b>

Dadurch lassen sich die Fälle, mit einem Objekträgerwinkel der größer als der Gesamtfiederungswinkel ist, ausschließen. Für die weitere Berechnung musste der Teilfiederungswinkel in Kugelkoordinaten umgewandelt werden. Daraus ließ sich der Projektionswinkel  $\alpha_2$  errechnen und mit dem Schnittwinkel  $\alpha_1$  addieren (Abb. 30).



## 2 Material und Methode

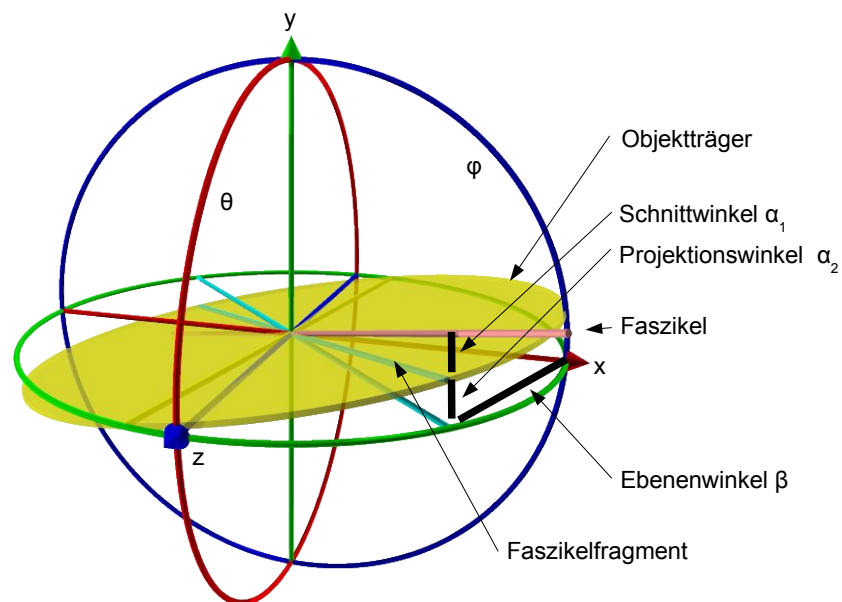


Abbildung 30: Die Darstellung der einzelnen Winkel für die Berechnung des Fiederungswinkels.

In einem Zweiten Schritt wurde aus den Winkeln  $\alpha$  und  $\beta$  (Ebenenwinkel) der echte Fiederungswinkel  $\gamma$  berechnet (Abb. 31). Dazu wurde die Geometrie des durch den Faszikel aufgespannten Tetraeders zunutze gemacht. Durch Berechnung der drei Geraden OR, OF und OX, ließ sich der Winkel  $\gamma$  berechnen (Abb. 32). Wie man aus der Formel 27 sieht, ist durch Kürzen ein zusätzliches Berechnen der Geraden nicht notwendig.

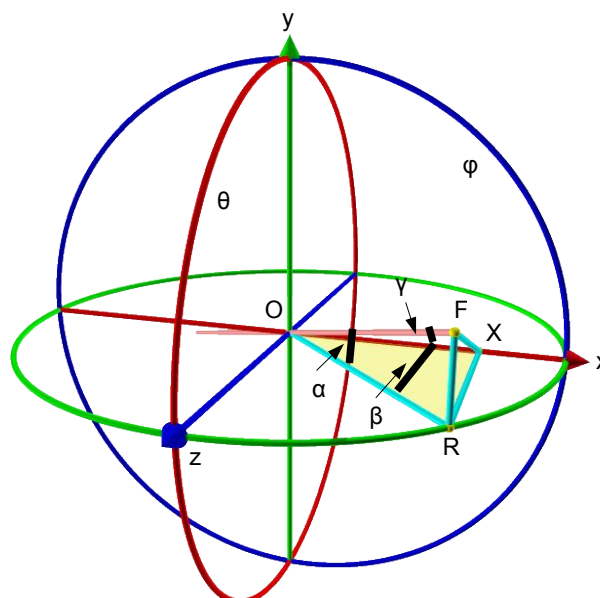


Abbildung 31: Die Darstellung des Tetraeders und die drei Winkel für die Berechnung des Fiederungswinkels ( $\alpha$ -Projektions-+Schnittwinkel,  $\beta$ -Ebenenwinkel,  $\gamma$ -Fiederungswinkel).

## 2 Material und Methode

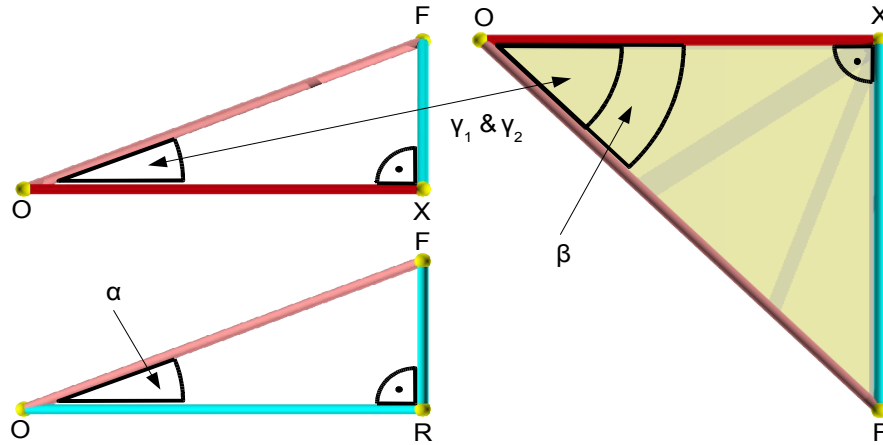


Abbildung 32: Die orthogonalen Ansichten des Tetraeders, mit den den Winkeln und Eckpunkten.

$$\overline{OF} = \frac{\overline{OR}}{\cos \alpha} \quad \overline{OX} = \cos \beta * \overline{OR} \quad \cos \gamma = \frac{\overline{OX}}{\overline{OF}} = \cos \beta * \cos \alpha \quad (27)$$

### Die Raumkrümmung

Für die Berechnung der Krümmung der Raumkurve, wurde jede räumliche Mittelkurve der Faszikel in ihre X-, Y- und Z-Werte aufgespalten. Anschließend wurde ein Polynom-Fit (nach den kleinsten Fehlerquadraten) zum Index für jeden dieser Wertelisten vorgenommen. Aus dieser Vorgehensweise erhielt man drei Polynome (Formel 28) für einen Faszikel.

$$\begin{aligned} x &= a_0 + a_1 \mu + a_2 \mu^2 + a_3 \mu^3 \\ y &= b_0 + b_1 \mu + b_2 \mu^2 + b_3 \mu^3 \\ z &= c_0 + c_1 \mu + c_2 \mu^2 + c_3 \mu^3 \end{aligned} \quad (28)$$

Basierend auf diesen drei Polynomen, ließ sich über die frenetische Formel für die Raumkrümmung (Formel 29) die Faszikelkrümmung berechnen.

$$\kappa = \sqrt{\frac{(\dot{y}\ddot{z} - \ddot{y}\dot{z})^2 + (\dot{z}\ddot{x} - \ddot{z}\dot{x})^2 + (\dot{x}\ddot{y} - \ddot{x}\dot{y})^2}{(\dot{x}^2 + \dot{y}^2 + \dot{z}^2)^3}} \quad (29)$$

## 2 Material und Methode

Dazu wurde die erste und zweite Ableitung der drei Polynome gebildet und in die frenetische Formel eingesetzt. Auf diese Weise erhielt man die Krümmung für jeden Punkt auf der räumlichen Mittelkurve der Faszikel (Abb. 33).



$$\kappa = 1, \frac{1}{2}, \frac{1}{3}, \frac{1}{4} = \frac{1}{r}$$

*Abbildung 33: Die verschiedenen Krümmungskoeffizienten für verschiedene Kreisradien. Innerhalb eines Kreises sind dabei die Krümmungskoeffizienten gleich.*

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Die Allometrie der Ratten (*Rattus norvegicus*)

Für die Vergleichbarkeit hinsichtlich der Fasertypenverteilung und der resultierenden Kräfte kamen nur ausgewachsene Tiere in Betracht. Jedoch sollten durch die Limitierung bei der Geschwindigkeit des Einfriervorgangs, möglichst leichte Individuen mit einer geringen Muskelmasse ausgewählt werden. Dies bedingte einen Kompromiss zwischen beiden Vorgaben.

Im Folgenden wird deshalb gezeigt, wie sich das Körpergewicht der Versuchstiere zu den Wachstumskurven für die Ratte und die Abhängigkeit der Muskelmasse zu der Körpermasse verhält und die beiden Vorgaben für die Experimente eingehalten wurden.

##### a) Die Wachstumskurven für das Körpergewicht

Für die Art *Rattus norvegicus* gibt es zahlreiche Zuchtstämme, die unterschiedliche Wachstumskurven haben (Gille et al., 1996, Stewart & German, 1999). Um eine Vergleichbarkeit mit anderen Studien durch die Verwendung einer Zuchtlinie zu gewährleisten, werden im Folgenden die Gewichtsmessungen mit den Wachstumskurven nach Gille et al. (1996) für *Rattus norvegicus* (Stamm Wistar) verglichen. Dabei wurde die Formel 30 für die Wachstumskurve mit den Parametern aus Tabelle 4 verwendet.

$$W = A * e^{-1 * e^{b - c * t}} \quad (30)$$

Tabelle 4: Die Parameter für die Wachstumsfunktion (Gompertz) nach Gille et al., 1996. Wobei A dem Adultgewicht,  $W_0$  dem Geburtsgewicht bei  $t = 0$ , b und c Parametern, die das Aussehen der Kurve bestimmen, entsprechen.

	A	b	c	$W_0$
♂	462,527	1,4638	0,032566	6,22
♀	279,398	1,3799	0,039538	5,25

### 3 Ergebnisse

In der Graphikdarstellung (Abb. 34) ist bei den Wachstumskurven die exponentielle Wachstumsphase bis zum hundertsten Lebenstag, mit einem anschließenden linearen Wachstum von ungefähr 50 Tagen und die darauf folgende Plateauphase ohne sichtbares Körperwachstum zu erkennen. Der Geschlechtsdimorphismus ist außerdem leicht sichtbar und ab dem 50. Lebenstag ausgeprägt. Die weiblichen Tiere erreichen im ausgewachsenen Zustand ein Körpergewicht, dass etwa 60 Prozent der männlichen Tiere entspricht.

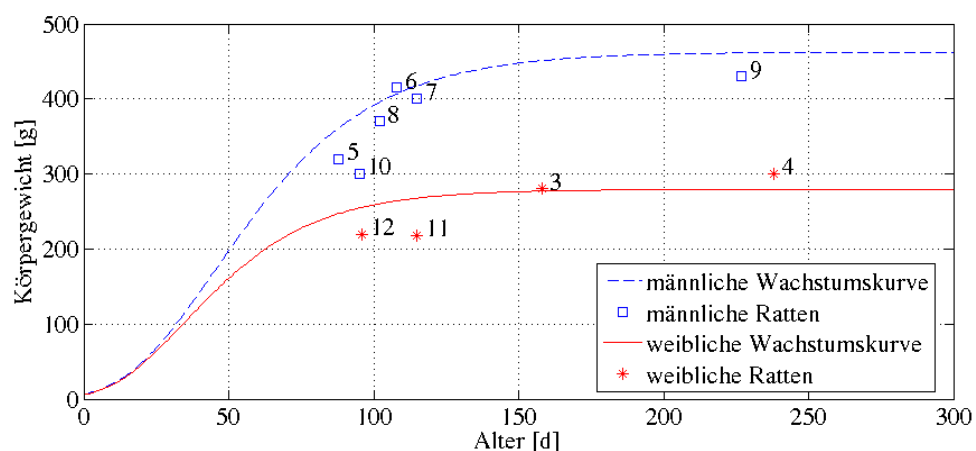


Abbildung 34: Das Körpergewicht in Abhängigkeit zur Lebensspanne mit den Wachstumskurven nach Gompertz für männliche und weibliche Tiere der Art *Rattus norvegicus* (Stamm Wistar) aus Gille et al., 1996. Die Experimente sind durch ihre ID Nummer ohne entsprechenden Muskel (siehe Kapitel 2.1) gekennzeichnet.

Der Hauptteil der Versuchstiere bei dieser Studie war älter als 90 Tage und im geschlechtsreifen Zustand (Abb. 34). Dies war entscheidend für die Fasertypisierung, da während der Entwicklung von der Geburt bis zum Adulttier der Flächenanteil der jeweiligen Fasertypen im Muskel variiert (Kugelberg, 1976; Whalen, 1985; d'Albis et al., 1989; Russell et al., 1993; Pette & Staron, 1997). Jedoch hatten gerade die Jüngsten der Gruppe ein geringeres Körpergewicht als die Wachstumskurven vorgeben. Dies wird aus der größeren Differenz (Tab. 5) ersichtlich und kann sich durch unterschiedliche Haltung und Zuchtlinien ergeben. Sie liegen jedoch im Toleranzbereich für die Versuchsdurchführung.

### 3 Ergebnisse

*Tabelle 5: Die Berechnung der Differenz und der Standardabweichung zwischen dem Körpergewicht und der Wachstumskurve getrennt für die männlichen und weiblichen Tiere. (SD – Standardabweichung).*

Experimentedatum	Alter	Gewicht	Wachstumskurve	Differenz	Tier	Muskeln
	[d]	[g]	[g]	z		
<b>24.07.06</b>	♂ 95	300	380,23	-80,23	10	L-S13, R-S14, R-GM1
<b>26.01.06</b>	♂ 88	320	361,62	-41,62	5	
<b>15.03.06</b>	♂ 102	370	395,72	-25,72	8	R-S7, L-S8
<b>22.02.06</b>	♂ 115	400	417,61	-17,61	7	R-S9, L-S10
<b>15.02.06</b>	♂ 108	415	406,83	8,17	6	
<b>18.07.06</b>	♂ 227	430	461,30	-31,3	9	R-S11
			<b>SD=</b>	41,20		
<b>07.09.06</b>	♀ 115	218	267,87	-49,87	11	L-GM2, R-GM3
<b>14.09.06</b>	♀ 96	220	255,53	-35,53	12	R-GM4, L-GM5
<b>13.09.05</b>	♀ 158	280	277,26	2,74	3	
<b>03.11.05</b>	♀ 238	300	279,31	20,69	4	R-S2
			<b>SD=</b>	32,35		

#### b) Das Verhältnis der Muskelmasse zum Körpergewicht

Den proportionalen Zusammenhang der Muskelmasse zur Körpermasse konnte Woittiez et al. (1986) und de Koning et al. (1987) für den M. gastrocnemius medialis männlicher Ratten (Stamm Wistar) zeigen. Für eine Verallgemeinerung zwischen männlichen und weiblichen Tieren, wurden die Wachstumskurven für das Körpergewicht von Stewart und German mit den Wachstumskurven für den M. gastrocnemius verglichen (Stewart & German, 1999). Es sei darauf hingewiesen, dass es sich dabei um Ratten des Stammes Sprague-Dawley handelte, die ausgewachsen ein höheres Körpergewicht erreichten. Es zeigte sich dabei, dass während der Wachstumsphase (ab dem 50. Lebenstag) für männliche und weibliche Tiere der Proportionalitätsfaktor konstant blieb

### 3 Ergebnisse

(Abb. 35). Somit lassen sich die Muskeln männlicher und weiblicher Tiere unabhängig vom Geschlecht bezüglich der Kraft untersuchen und unterschiedliche Körpergewichtsabhängigkeiten ausschließen.

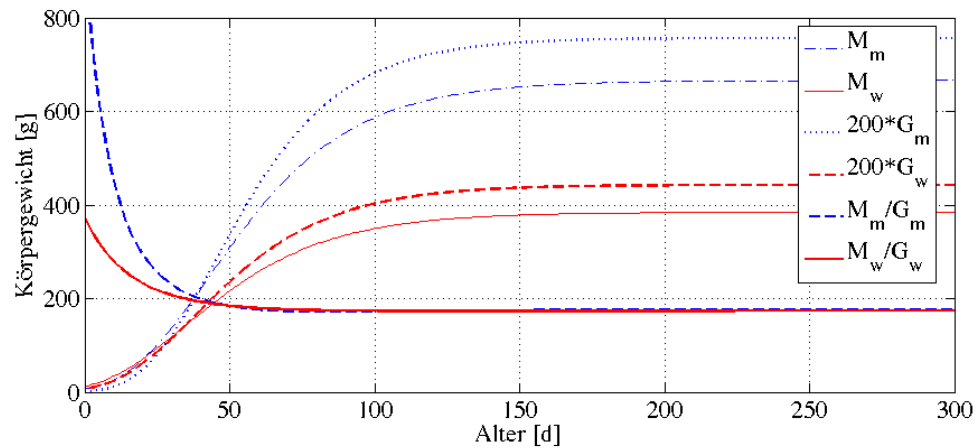


Abbildung 35: Der Vergleich der Wachstumsfunktion des Körpergewichts zur Wachstumsfunktion des *M. gastrocnemius* jeweils für die männlichen (m) und weiblichen (w) Tiere. (M) entspricht der Körpermasse, (G) der Masse des *M. gastrocnemius*. Die Wachstumskurve für den *M. gastrocnemius* wurde für die graphische Darstellung um den Faktor 200 vergrößert.

### 3.2 Die Exzentrizität

Aus den Volumendaten, die sich durch die Rekonstruktion ergaben, wurde die Exzentrizität der x-y- und x-z-Ebene ermittelt. Die Exzentrizität gab dabei an, wie stark die Schwerpunktlinie von der gedachten Linie zwischen Ansatz und Ursprung abwich. Sie berechnete sich aus den mittleren Volumenwerten in der y-z-Ebene.

Für die Kraftentwicklung ist der Schwerpunkt des Muskels deshalb bedeutend, da er je nach Lage unterschiedliche Arbeit gegen die Gravitation verrichten muss. Die Schwerpunktveränderungen aller Muskeln (plus weiteren Komponenten) im Hinterbein ergeben somit einen veränderten Gesamtschwerpunkt des Hinterbeins (Abb. 36).

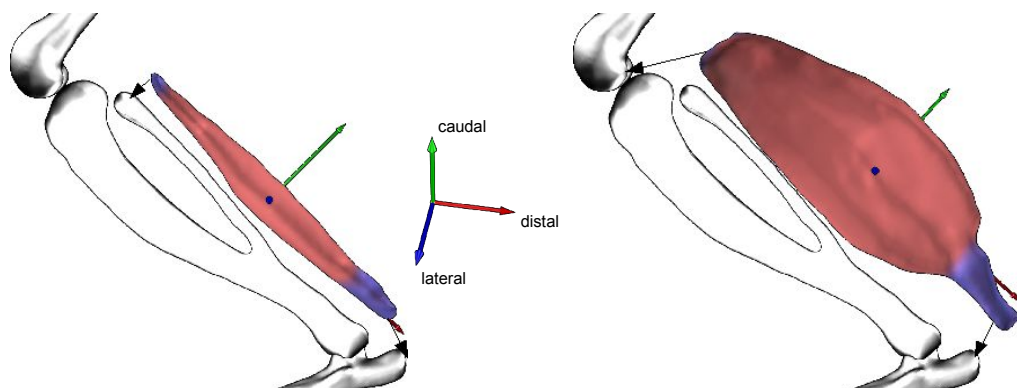


Abbildung 36: Die linke Abbildung zeigt das Hinterbein der Ratte mit dem M. soleus und rechts den M. gastrocnemius medialis in lateraler Ansicht. Die Achsenvektoren sind rot (x-Achse), grün (y-Achse) und blau (z-Achse) eingefärbt.

Zusätzlich zeigt die Exzentrizität die Güte beim Ausrichten der Muskeln an die x-Achse an. Große Abweichung der vergleichbaren Muskeln untereinander lässt vermuten, dass die Muskeln falsch ausgerichtet wurden oder weitere Artefakte (die Art der Einspannung oder Muskelverletzungen) das Ergebnis verfälscht haben könnten. Betrachtet wurden dabei die orthogonalen x-y- und x-z-Ebenen, wobei die x-Achse wieder der gedachten Linie zwischen Ursprung und Ansatz entsprach. Aus diesen Daten ist dann eine Aussage über die Symmetrie der Volumenverteilung und deren Änderung bei der Kontraktion möglich.



### 3 Ergebnisse

#### a) Die Exzentrizität in der x-y-Ebene

Die x-y-Ebene entsprach der Ebene mit der Bewegungsrichtung als x-Achse und der schmalsten Seite des M. soleus, sowie der breitesten Ausdehnung des M. gastrocnemius medialis. Die Kontraktion des Muskels erfolgte entlang der x-Achse.

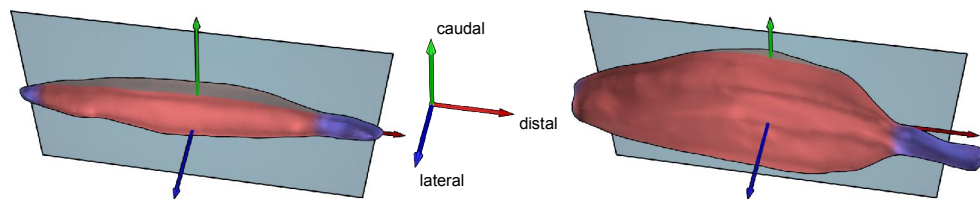


Abbildung 37: Die linke Abbildung zeigt die Parasagittalebene im M. soleus und rechts im M. gastrocnemius medialis. Die Achsenvektoren sind rot (x-Achse), grün (y-Achse) und blau (z-Achse) eingefärbt.

#### Der M. soleus

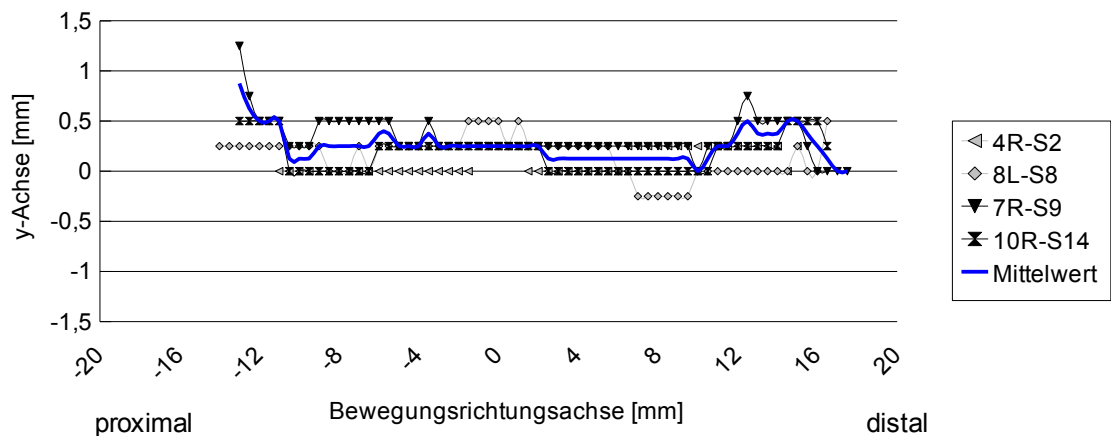


Abbildung 38: Die Exzentrizität der relaxierten Muskeln des M. soleus in der x-y-Ebene, sowie der Mittelwert der Muskeln S9 und S14. S2 und S8 wurden aufgrund fehlerhafter Ausrichtung nicht berücksichtigt.

### 3 Ergebnisse

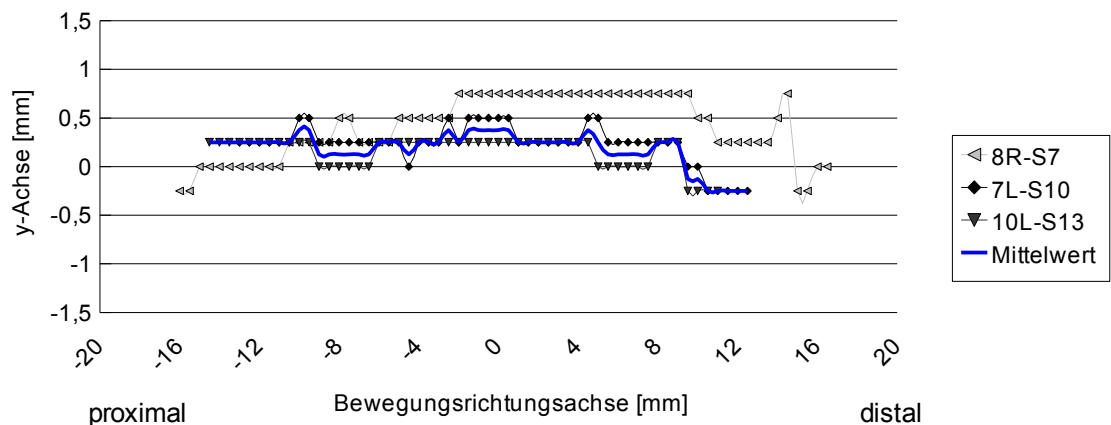


Abbildung 39: Die Exzentrizität der kontrahierten Muskeln des M. soleus in der x-y-Ebene, sowie der Mittelwert der Muskeln S10 und S13. S7 wurde aufgrund des niedrigen Wertes bei der Kraftmessung nicht berücksichtigt.

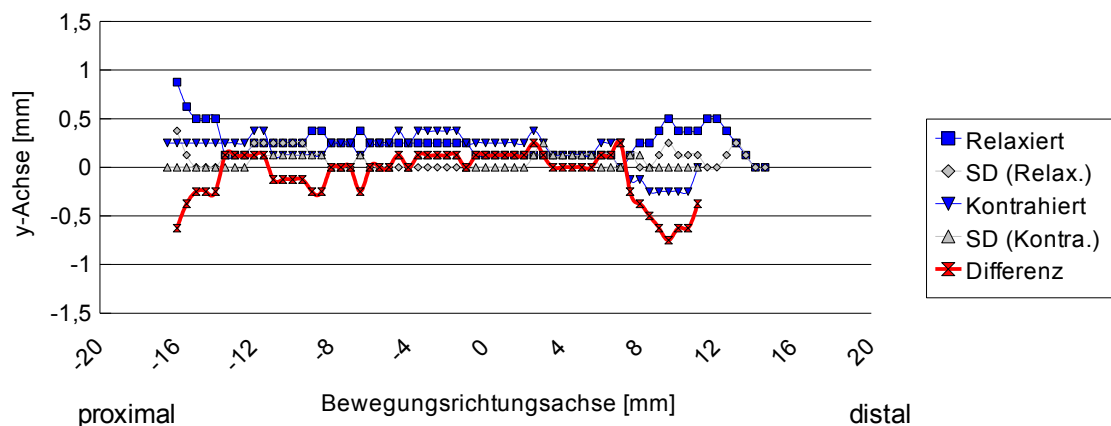


Abbildung 40: Die Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln des M. soleus und ihre Standardabweichung (SD), sowie die Differenz der Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln.

In der Abbildung 38 ist die Abweichung der Muskeln S9 und S14 von der Nulllinie minimal. In dieser Ebene ist somit der M. soleus symmetrisch aufgebaut. Das Gleiche ist auch bei den kontrahierten Muskeln S10 und S13 zu messen (Abb. 39). Der Vergleich des relaxierten und kontrahierten M. soleus zeigt keine großen Unterschiede in der Exzentrizität in der x-y-Ebene (Abb. 40). Dies ist auch nicht verwunderlich, da der Muskel in dieser Ebene die dünnste Stelle entlang der Bewegungsrichtungsachse hat. Aus der Abbildung lässt sich außerdem eine symmetrische Volumenverteilung ableiten.

### 3 Ergebnisse

#### Der *M. gastrocnemius medialis*

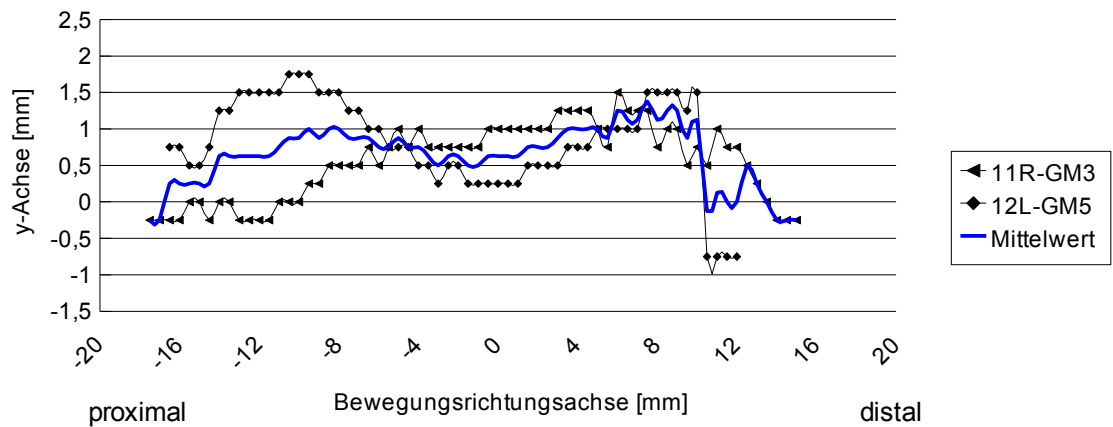


Abbildung 41: Die Exzentrizität der relaxierten Muskeln des *M. gastrocnemius medialis* in der x-y-Ebene, sowie der Mittelwert der Muskeln GM3 und GM5.

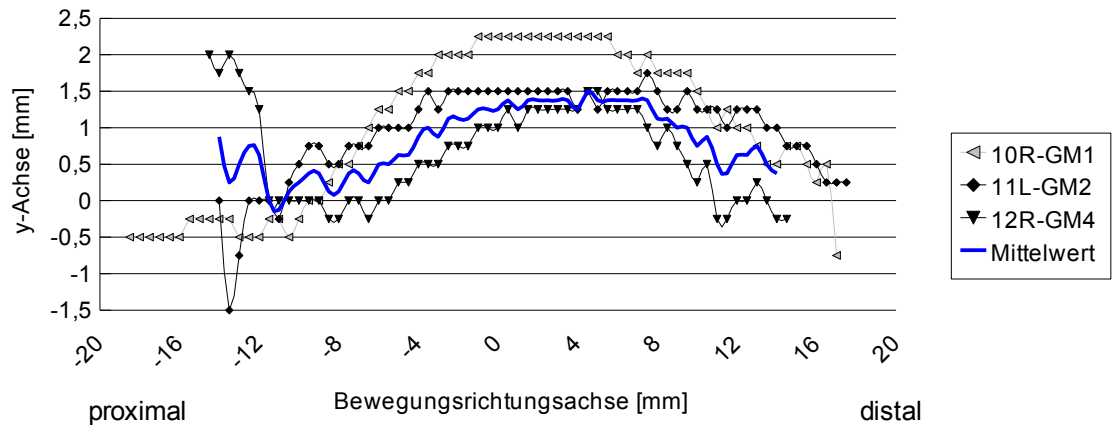


Abbildung 42: Die Exzentrizität der kontrahierten Muskeln des *M. gastrocnemius medialis* in der x-y-Ebene, sowie der Mittelwert der Muskeln GM2 und GM4. GM1 wurde aufgrund seiner Größe nicht berücksichtigt.

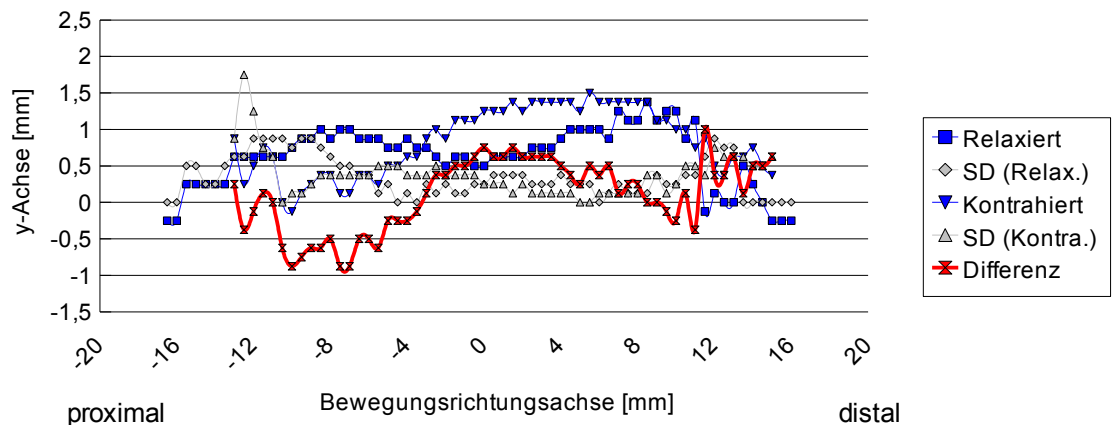


Abbildung 43: Die Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln des *M. gastrocnemius medialis* und ihre Standardabweichung (SD), sowie die Differenz der Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln.

### 3 Ergebnisse

Der M. gastrocnemius medialis ist in der x-z-Ebene im relaxierten und kontrahierten Zustand asymmetrisch zur Nulllinie ausgerichtet (Abb. 41 & 42). Beim Vergleich zwischen dem relaxierten und kontrahierten Zustand ist eine starke Abweichung im proximalen und mittleren Bereich festzustellen (Abb. 43). Dies zeigt sich auch in der ausgeprägt starken Verformung des Muskels bei der Kontraktion. Die Volumenverteilung ist im relaxierten und kontrahierten Zustand somit asymmetrisch. Die hohe proximale Standardabweichung in den relaxierten und kontrahierten Vergleichsmuskeln ist durch die Schwierigkeit des Einspannens an diesem Ende in die Haltevorrichtung verursacht. Durch die recht kurze Sehne in diesem Bereich, war ein Einspannen in die Zange nur unter Verletzung von Muskelgewebe möglich. Daraus resultierte eine unterschiedlich räumliche Volumenverteilung durch Verletzungen in diesem Bereich. Dies ist sehr deutlich an dem Muskel (12L-GM5) zu sehen.

#### b) Die Exzentrizität in der x-z-Ebene

Die x-z-Ebene entsprach der Ebene mit der Bewegungsrichtungsachse als x-Achse und dem Normalenvektor der x-y-Ebene als z-Achse. In dieser Ebene hat der M. soleus die breiteste Ausdehnung, sowie der M. gastrocnemius medialis seine schmalste Seite. Die Kontraktion des Muskels erfolgte entlang der x-Achse.

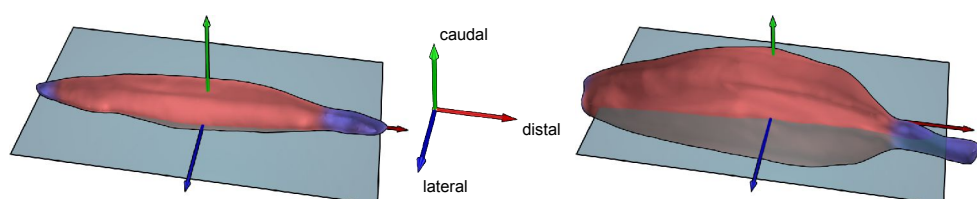


Abbildung 44: Die linke Abbildung zeigt die Transversalebene im M. soleus und rechts im M. gastrocnemius medialis. Die Achsenvektoren sind rot (x-Achse), grün (y-Achse) und blau (z-Achse) eingefärbt.

### 3 Ergebnisse

#### Der *M. soleus*

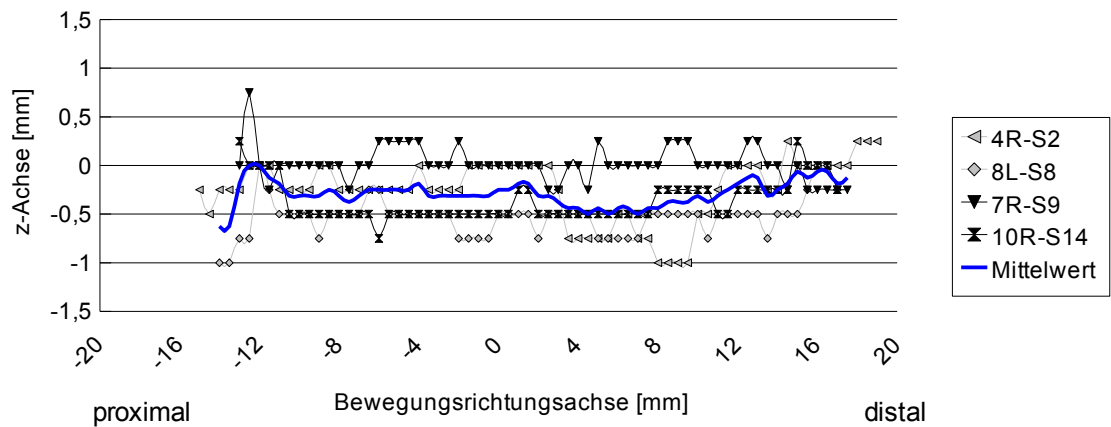


Abbildung 45: Die Exzentrizität der relaxierten Muskeln des *M. soleus* in der x-z-Ebene, sowie der Mittelwert der Muskeln S9 und S14. S2 und S8 wurden aufgrund fehlerhafter Ausrichtung nicht berücksichtigt.

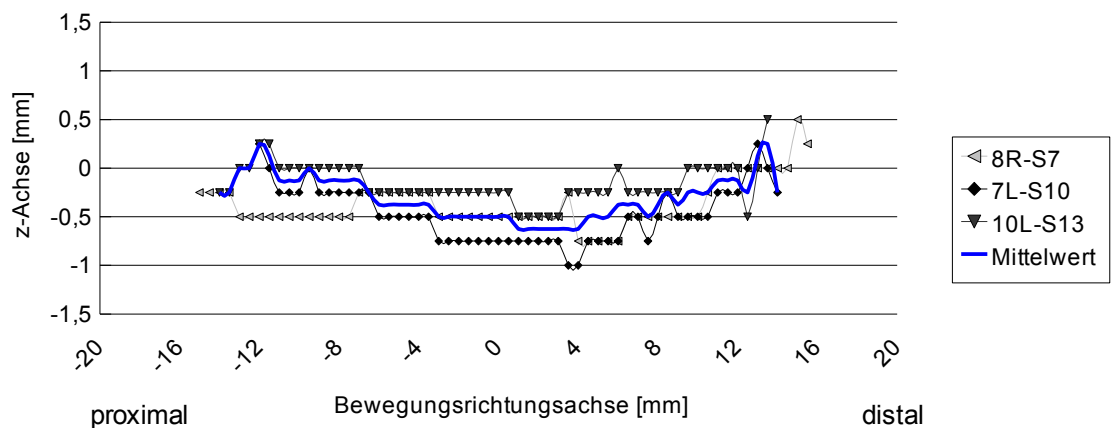


Abbildung 46: Die Exzentrizität der kontrahierten Muskeln des *M. soleus* in der x-y-Ebene, sowie der Mittelwert der Muskeln S10 und S13. S7 wurde aufgrund des niedrigen Wertes bei der Kraftmessung nicht berücksichtigt.

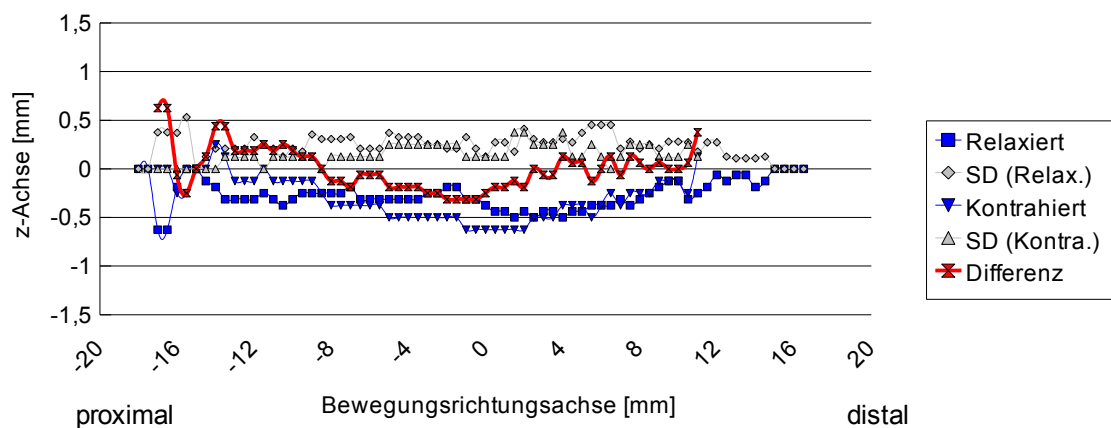


Abbildung 47: Die Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln des *M. soleus* und ihre Standardabweichung (SD), sowie die Differenz der Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln.

### 3 Ergebnisse

Der M. soleus ist in der x-z-Ebene parallel zur Nulllinie ausgerichtet (Abb. 45). Eine leichte Abweichung von der Nulllinie tritt wegen der Quetschung der Sehne im proximalen und distalen Bereich auf. Im kontrahierten Zustand ist dagegen ein leichtes Durchbiegen im mittleren Bereich festzustellen (Abb. 46). Da dies in allen drei Muskeln messbar war, lässt sich ein Fehler durch falsches Einspannen ausschließen. Zusätzlich kann der Einfluss der Gravitation in dieser Ebene ausgeschlossen werden, da sie orthogonal zur Ebene wirkte. Bei dem Vergleich von kontrahierten gegenüber relaxierten Muskeln ist eine leichte Verschiebung im mittleren Bereich von der Nulllinie messbar (Abb. 47). Die Volumenverteilung von proximal nach distal ist im relaxierten und kontrahierten Zustand symmetrisch. Nur im mittleren Bereich ist eine höhere Volumenkonzentration im kontrahierten Zustand messbar.

#### ***Der M. gastrocnemius medialis***

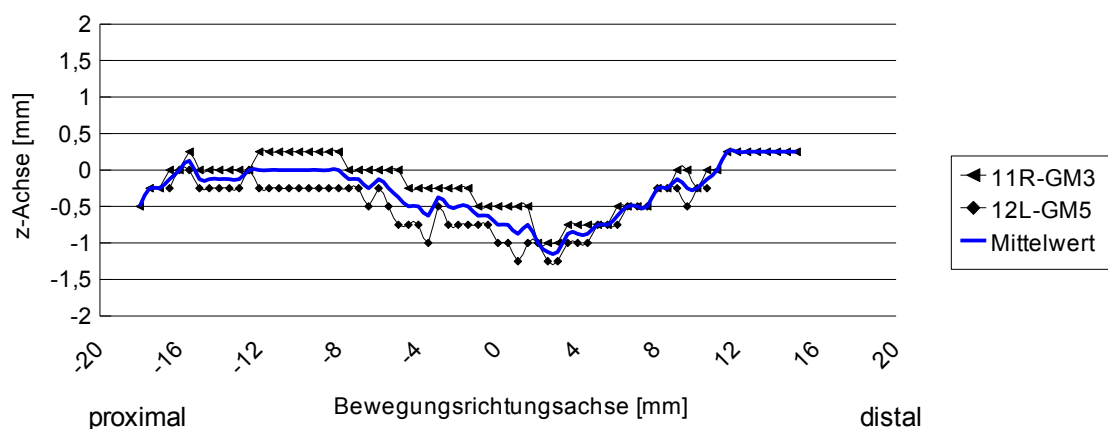


Abbildung 48: Die Exzentrizität der relaxierten Muskeln des M. gastrocnemius medialis in der x-z-Ebene, sowie der Mittelwert der Muskeln GM3 und GM5.

### 3 Ergebnisse

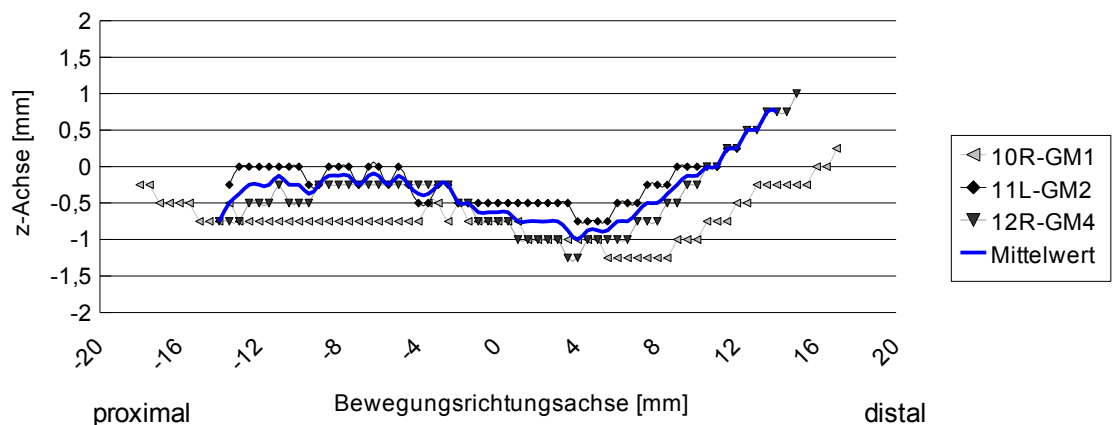


Abbildung 49: Die Exzentrizität der kontrahierten Muskeln des *M. gastrocnemius medialis* in der x-z-Ebene, sowie der Mittelwert der Muskeln GM2 und GM4. GM1 wurde aufgrund seiner Größe nicht berücksichtigt.

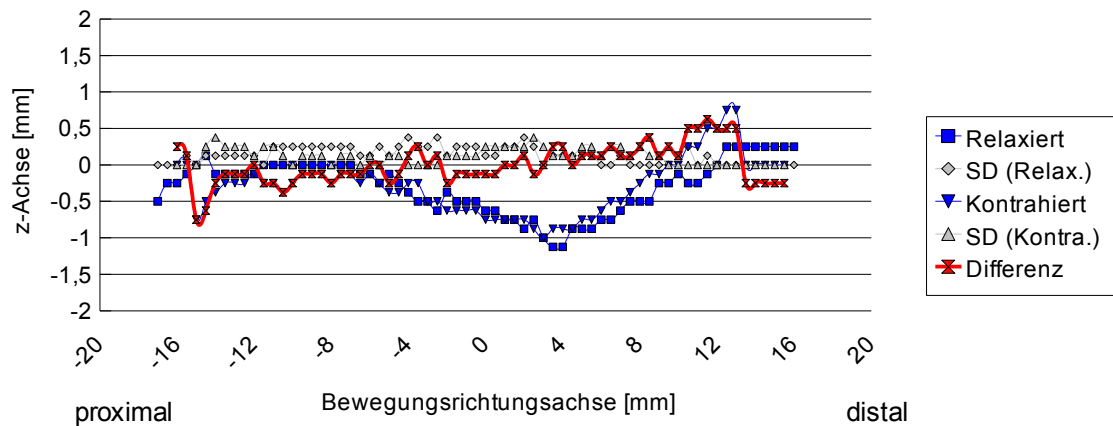


Abbildung 50: Die Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln des *M. gastrocnemius medialis* und ihre Standardabweichung (SD), sowie die Differenz der Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln.

Die Abbildung 48 zeigt für den *M. gastrocnemius medialis* im relaxierten Zustand eine starke Abweichung von der Nulllinie vom mittleren zum distalen Bereich. Dies deutet auf eine asymmetrische Volumenverteilung hin. Im kontrahierten Zustand ist diese Abweichung von der Nulllinie ebenso messbar (Abb. 49). Im direkten Vergleich beider Zustände ist nur im mittleren Bereich des Muskels ein Unterschied zwischen relaxierten und kontrahierten *M. gastrocnemius medialis* festzustellen (Abb. 50).

### 3.3 Die Fasertypisierung

Um eine Vergleichbarkeit der Muskeln in dieser Studie mit anderen Arbeitsgruppen zu ermöglichen, wurde zusätzlich eine Fasertypisierung durchgeführt. Die einzelnen Fasertypen unterscheiden sich hinsichtlich ihrer resultierenden Kontraktionskraft und -dauer. Letztere stellt einen wichtigen Faktor bei der Geschwindigkeit des Einfriervorgangs dar.

#### a) Der M. soleus

Tabelle 6 zeigt eine in der Literatur beschriebene Fasertypzusammensetzung des M. soleus für die Ratte.

*Tabelle 6: Die Fasertypisierung des M. soleus in der Literatur. Die verschiedenen Nachweismethoden sind nur bedingt untereinander vergleichbar (<sup>1</sup> Enzym-nachweis (Typ-I, -IIa, -IIb/x und -IIb); <sup>2</sup> Schwere Kette des Myosins (MHC I, IIa, IIb und IIc)).*

Literatur	Versuchstiere	S	FOG		FG
		Typ-I MHC I [%] (SD)	Typ-IIa MHCIIa [%] (SD)	-IIb oder x MHCIIb [%] (SD)	Typ-IIb MHCIIb [%] (SD)
<b>Ariano et al. <sup>1</sup> 1973</b>	<i>Rattus norvegicus</i> (Stamm Sprague-Dawley)	84	16	X	0
<b>Pette &amp; Staron <sup>2</sup> 1990</b>	<i>Rattus norvegicus</i> (Stamm Wistar)	100	0	0	0
<b>Staron et al. <sup>2</sup> 1999</b>	<i>Rattus norvegicus</i> (Stamm Fisher 344)	93,4 (3,3)	6,6 (3,3)	0	0

Der erhöhte Anteil an Typ-I-Fasern im M. soleus weist auf einen langsam kontrahierenden Muskel hin, der für statische Beanspruchungen konzipiert ist. Die Verteilung der Fasertypen ist im M. soleus gleichmäßig und zeigt sich auch in den hier untersuchten Muskeln (Abb. 51). Durch die Zusammensetzung mit ausdauernden Muskelfasern sollte ausreichend Zeit zum Einfrieren vorhanden sein, bis der Muskel ermüdet.



### 3 Ergebnisse

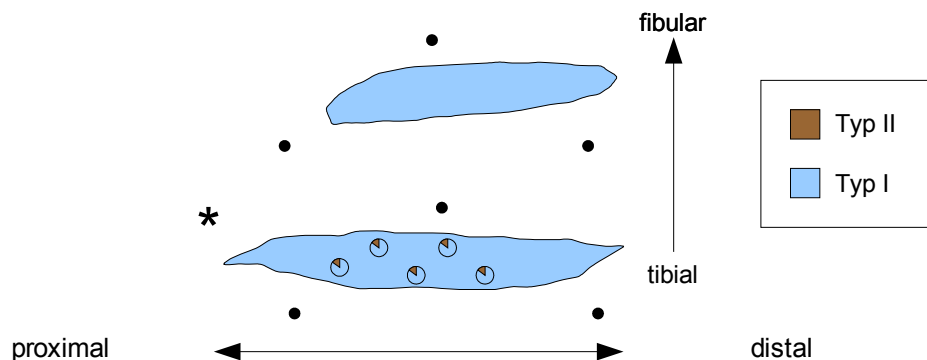


Abbildung 51: Von oben nach unten sieht man in den Schnittbildern die Verteilung der Fasertypen von fibular nach tibial im M. soleus. Die schwarzen Punkte entsprechen den Markern für die Ausrichtung der Schnitte.

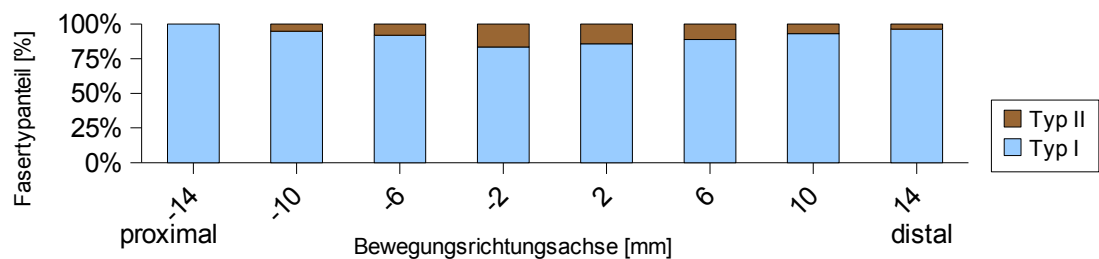


Abbildung 52: Die Verteilung der Fasertypen im M. soleus (\* in Abb. 51) entlang der Bewegungsrichtungsachse. Die mittlere Verteilung beträgt für die Typ-I-Fasern 92 % (SD=6 %) und für die Typ-II-Fasern 8 % (SD=6 %).

Für die Typ II Fasern ist jeweils nach proximal und distal ein Abnehmen des Fasertypanteils im M. soleus messbar (Abb. 52). Mit einer durchschnittlichen Häufigkeit von 92% liegt der Anteil der Typ-I-Fasern in dem von der Literatur angegeben Bereich (Tab. 6). Die ungleichmäßige Verteilung der Typ-II-Fasern in Abbildung 51 von fibular nach tibial, ist durch die Verwendung jedes 40. Schnittes für die Ziegan-Kombinationsreaktion bedingt, da ausgehend von der Muskeldicke keine symmetrische Verteilung der Schnitte vorlag.

#### b) Der M. gastrocnemius medialis

Tabelle 7 zeigt eine in der Literatur beschriebene Fasertypzusammensetzung des M. gastrocnemius medialis für die Ratte. Der erhöhte Anteil an Typ-II-Fasern im M. gastrocnemius medialis weist auf einen schnell kontrahierenden

### 3 Ergebnisse

Muskel hin, der für dynamische Bewegungen konzipiert ist. Jedoch setzt dies einen schnellen Gefriervorgang voraus, da der Muskel sehr schnell ermüdet.

*Tabelle 7: Die Fasertypisierung des M. gastrocnemius medialis in der Literatur. Die verschiedenen Nachweismethoden sind nur bedingt untereinander vergleichbar (<sup>1</sup>Enzymnachweis (Typ-I, -IIa, -IIId/x und -IIb); <sup>2</sup>Schwere Kette des Myosins (MHC I, IIa, IIId und IIb). Zusätzlich wurden je nach Studie unterschiedliche Regionen untersucht.*

Literatur	Versuchstiere	Typ-I S MHC I [%] (SD)	Typ-IIa FOG MHCIIa [%] (SD)	IIId oder x MHCIIId [%] (SD)	Typ-IIb FG MHCIIb [%] (SD)
<b>Ariano et al. <sup>1</sup> 1973</b>	<i>Rattus norvegicus</i> (Stamm Sprague-Dawley)	4	38	X	58
<b>Pette &amp; Staron <sup>2</sup> 1990</b>	<i>Rattus norvegicus</i> (Stamm Wistar)	10	14	50	26
<b>Staron et al. <sup>2</sup> 1999</b>	<i>Rattus norvegicus</i> (Stamm Fisher 344)	3,3 (2,1)	10,6 (5,1)	37,8 (11,9)	48,3 (15,9)

### 3 Ergebnisse

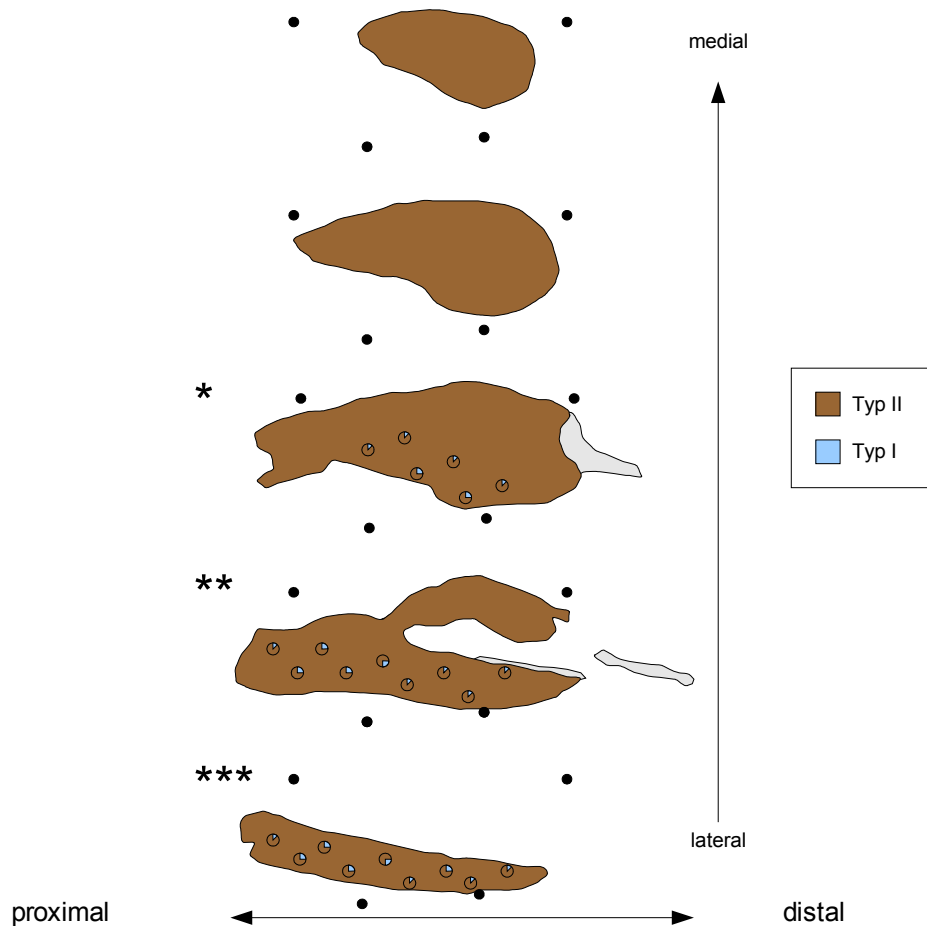


Abbildung 53: Von oben nach unten sieht man in den Schnittbildern die Verteilung der Fasertypen von medial nach lateral im M. gastrocnemius medialis. Die schwarzen Punkte entsprechen den Markern für die Ausrichtung der Schnitte und die weißen Flächen dem Bindegewebe.

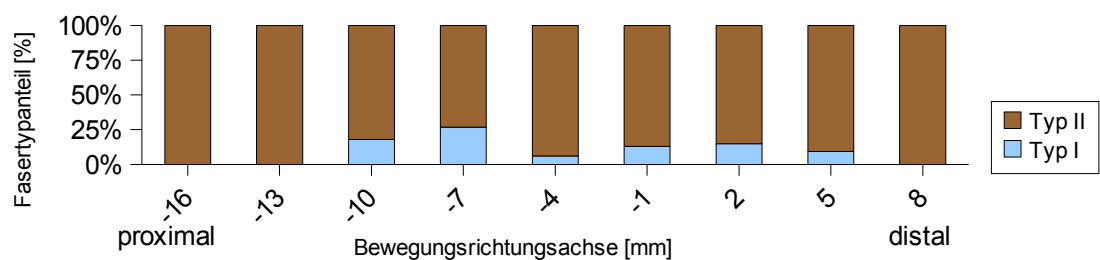


Abbildung 54: Die Verteilung der Fasertypen im M. gastrocnemius medialis für den inneren Bereich mit der knochen nahen Region (\* in Abb. 53) entlang der Bewegungsrichtungsachse. Die mittlere Verteilung beträgt für die Typ-I-Fasern 10 % (SD=9,3 %) und für die Typ-II-Fasern 90 % (SD=9,3 %). Die mittlere Verteilung für die knochenferne Region beträgt dagegen für die Typ-II-Fasern 100 %.

### 3 Ergebnisse

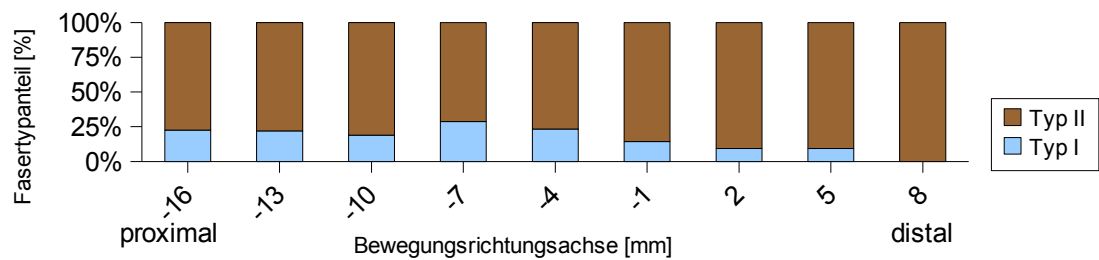


Abbildung 55: Die Verteilung der Fasertypen im M. gastrocnemius medialis für den inneren Bereich mit der knochen nahen Region (\*\* in Abb. 53) entlang der Bewegungsrichtungssachse. Die mittlere Verteilung beträgt für die Typ-I-Fasern 17 % (SD=9 %) und für die Typ-II-Fasern 83 % (SD=9 %). Die mittlere Verteilung für die knochenferne Region beträgt dagegen für die Typ-II-Fasern 100 %.

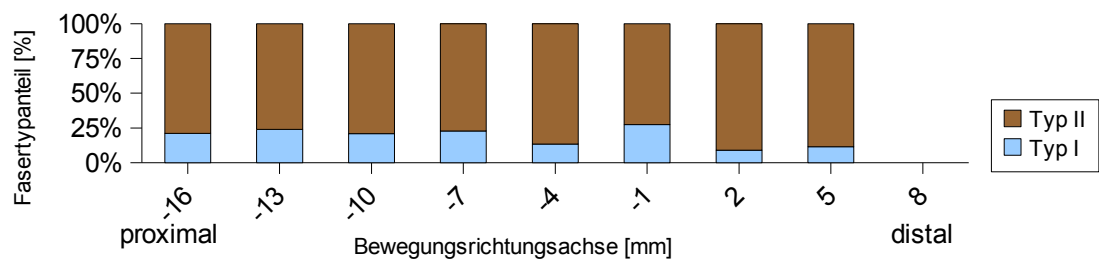


Abbildung 56: Die Verteilung der Fasertypen im M. gastrocnemius medialis für die knochen nahe Region (\*\*\*) in Abb. 53) entlang der Bewegungsrichtungssachse. Die mittlere Verteilung beträgt für die Typ-I-Fasern 19 % (SD=6,6 %) und für die Typ-II-Fasern 81 % (SD=6,6 %).

In den Abbildungen 54-56 sieht man die Messwerte der Regionen mit unterschiedlichen Fasertypanteil aus Abbildung 53. In den Regionen ist eine Abnahme der Typ-I-Fasern jeweils nach distal messbar. Dies setzt sich auch nach proximal im Muskel fort (Abb. 54). Außerdem konnte in Abbildung 53 gezeigt werden, dass die Fasertypenverteilung im M. gastrocnemius medialis nicht homogen ist. Es zeigen sich regionalisierte Bereiche mit Typ-I-Fasern, die vor allem knochen nah zu finden sind. Nach medial hingegen sinkt der Typ-I-Faseranteil auf Null. Mit einer durchschnittlichen Häufigkeit von 90, 83 und 81 % der untersuchten Regionen liegt der Anteil der Typ-II-Fasern in dem von der Literatur angegeben Bereich (Tab. 7). Jedoch gibt es auch reine Typ-II-Faserbereiche im oberflächigen Anteil.

### 3.4 Die Sehnen- und Muskelgewebeanteile

Die Muskelfaszikel inserieren über Ursprungs- und Ansatzsehnen an den Knochen. Bei nichtgefiederten Muskeln gehen die Faszikel direkt in den Knochen über. Im Gegensatz dazu treten bei gefiederten Muskeln häufig Aponeurosen auf, an deren Fläche die einzelnen Muskelfaszikel mit einem Fiederungswinkel inserieren. Es werden ein-, zwei- und mehrfach gefiederte Muskeln anhand der makroskopischen Verteilung der Fiederungswinkel unterschieden.

Wichtig für die Berechnung von Kräften ist die Lage der Aponeurose und ihr räumlicher Aufbau. Da die Aponeurosen die Kraft an die Knochen weiterleiten, haben sie einen maßgeblichen Anteil an der resultierenden Kraft. Deswegen wurde aus den Faszikeldaten die räumliche Oberfläche des Muskels und damit jeweils die Sehnenplatte für den relaxierten und kontrahierten Zustand und ihr Abstand zur Muskelmitte berechnet. Dies ließ sich mit dem Programm „Blender“ über einen Farbgradienten darstellen, der durch das 3D-Objekt gelegt wurde. Unterschiedliche Farben zeigen unterschiedliche räumliche Lagen an, rote Bereiche liegen dabei am weitesten von der Ebene in der Muskelmitte entfernt (Abb. 57).

#### a) Der M. soleus

Der M. soleus ist ein einfach gefiederter Muskel. Die Ursprungs- und Ansatzsehnenplatten verlaufen parallel zueinander und zwischen ihnen sind die Faszikel aufgespannt. Bedingt durch die große Länge im Verhältnis zum geringen Durchmesser ist der Fiederungswinkel der Faszikel beim M. soleus sehr klein. Die Sehnenplatten sind nicht nur ebene, zweidimensionale Flächen, sondern haben an ihren Ursprungs- und Ansatzstellen eine aufgeschnittene Tütenform. Die Gründe dafür sind die punktuellen Ansatzstellen am Knochen, da aus einer flächigen Anordnung ein punktueller oder begrenzter Ansatzbereich geschaffen werden muss.

### 3 Ergebnisse

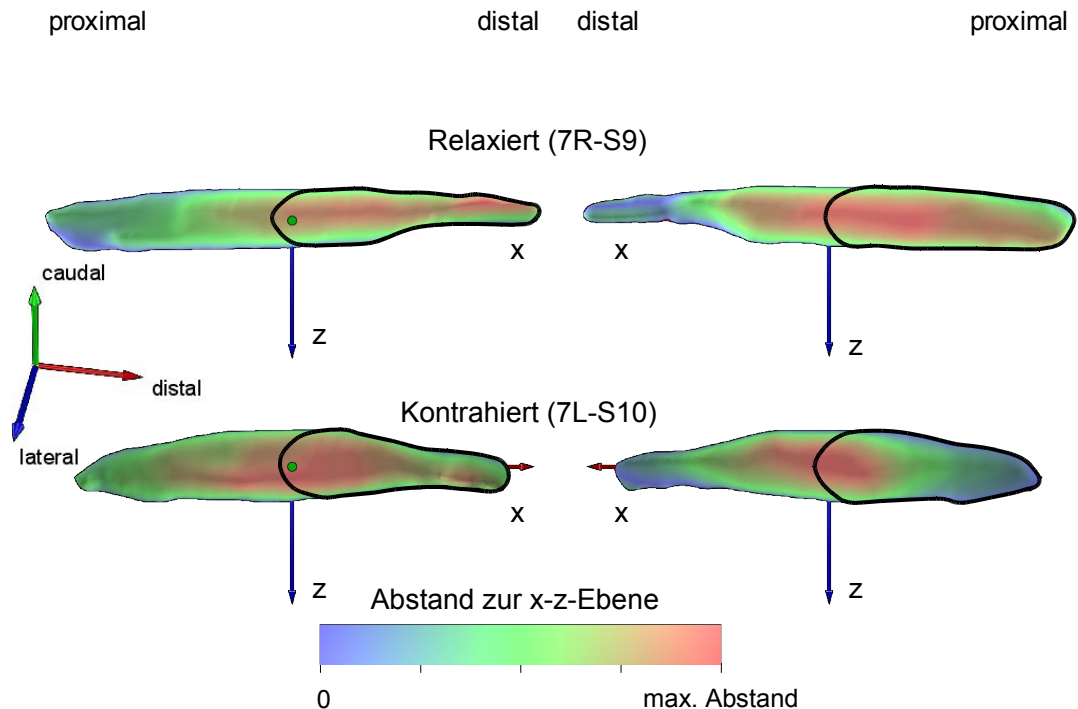


Abbildung 57: Der M. soleus im relaxierten und kontrahierten Zustand und jeweils in der fibularen (linke Seite) und tibialen (rechte Seite) Ansicht. Die Farbwerte geben den Abstand zur Bildebene wieder, in der der Muskel liegt. Der Bereich der Aponeurose ist schwarz umrandet dargestellt.

Im relaxierten Zustand hat die proximale und distale Sehnenplatte des M. soleus im mittleren Bereich eine nahezu ebene Fläche (Abb. 57). Im distalen Bereich zeigt die Sehnenplatte jedoch eine ausgeprägte Tütenform.

Bei der Kontraktion verdickt sich der Muskelbauch im mittleren Bereich, wodurch auch die Sehnenfläche im mittleren Bereich verändert wird, was jeweils für beide Sehnenplatten nachgewiesen wurde.

#### b) Der M. gastrocnemius medialis

Der M. gastrocnemius medialis ist ebenfalls ein einfach gefiederter Muskel. Seine Besonderheit sind die sehr großen Sehnenplatten, zwischen denen die Muskelfaszikel mit einem Fiederungswinkel aufgespannt sind. Aufgrund dieser großen Sehnenplatten ist es möglich eine größere Kraft (aufgrund des größeren Muskelvolumens) an den verhältnismäßig kleinen Ursprungs- und Ansatzstellen wirken zu lassen.

### 3 Ergebnisse

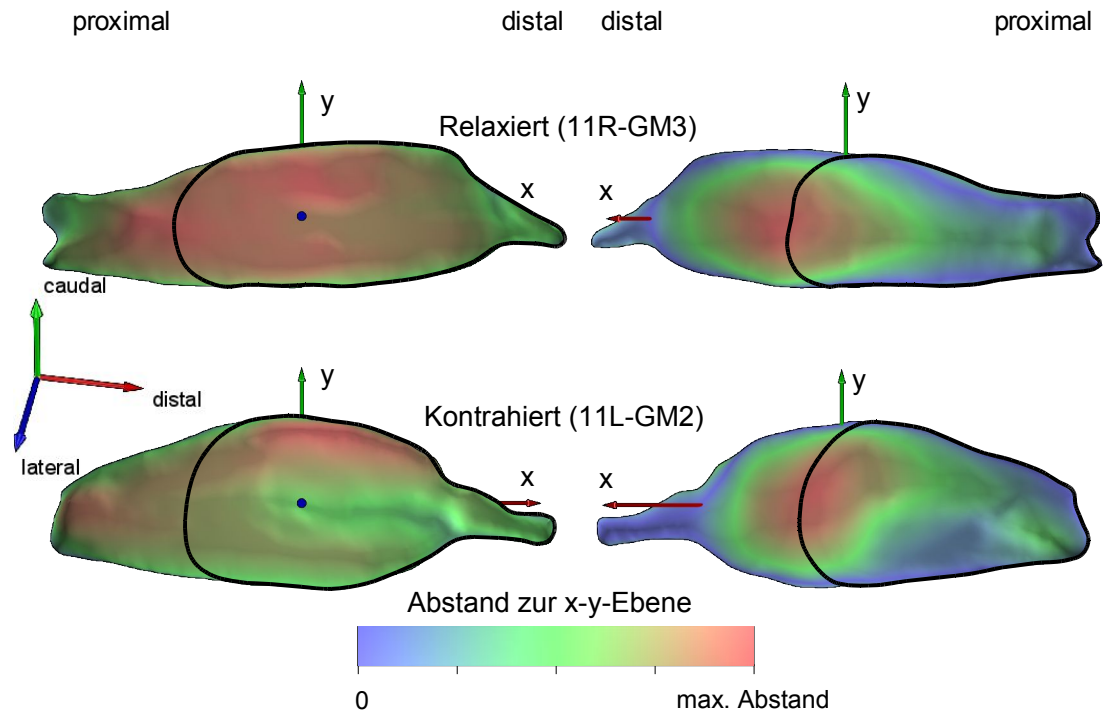


Abbildung 58: Der M. gastrocnemius medialis im relaxierten und kontrahierten Zustand und jeweils in der lateralen (linke Seite) und medialen (rechte Seite) Ansicht. Die Farbwerte geben den Abstand zur Bildebene wieder, in der der Muskel liegt. Der Bereich der Aponeurose ist schwarz umrandet dargestellt.

Bei dem kontrahierten Zustand ist die asymmetrische Orientierung der Volumenanteile im mittleren Bereich der medialen Ansicht deutlich zu erkennen (Abb. 55). In der lateralen Ansicht hingegen ist nur eine Einkerbung im distalen Bereich sichtbar. Somit weist der M. gastrocnemius medialis nur im relaxierten Zustand für die distale Sehnenplatte eine ebene Fläche auf. Die größte Abweichung der Sehnenplatte von der Ebene ist im proximalen Bereich messbar. Hier treten bei der Kontraktion die größten Veränderungen in der Sehnenplatte auf, die einen Einfluss auf die resultierende Kraft erwarten lässt.

### 3.5 Die Fiederungswinkel- und Krümmungsmessung

Für die Berechnung des Fiederungswinkels waren aufgrund der Schneidetechnik zwei Messmethoden der Messung notwendig. Durch das Schneiden des Muskels in Dünnschnitte, ging die Information des Fiederungswinkels in der Stapelrichtung (im Folgenden Schnittwinkel genannt) verloren. Jedoch erhielt man über die Fragmente der Faszikelteilstücke indirekt den Schnittwinkel. In der Schnittebene ließ sich der Teilfiederungswinkel dagegen direkt über den Cosinussatz berechnen. Durch eine günstige Lage (zum Beispiel, wenn die Faszikel größtenteils in der Schnittebene liegen) lässt sich der Schnittwinkel des Muskels reduzieren. Zusätzlich wurde der Krümmungskoeffizient gemessen, um eine Aussage über die Krümmung und die mögliche Änderung der Faszikel zu machen. Durch diese Messung lässt sich somit die Verteilung linearer oder nichtlinearer Faszikel bestimmen.

Alle Winkel- und Krümmungsmessungen haben am äußersten proximalen und distalen Ende einen erhöhten Fehler, der durch das Einspannen der Muskeln in die Vorrichtung zur Kraftmessung hervorgerufen wird. Dies ist jedoch auf einen kleinen Bereich beschränkt und lässt sich über die hohe Standardabweichung beim Vergleich mehrerer Muskeln nachweisen.

#### a) Der Schnittwinkel

Der Schnittwinkel beschreibt den Winkel der Faszikel zur Schnittebene. Er lässt sich über die Größe der Faszikelfragmente berechnen und stellt neben den gemessenen Fiederungswinkeln einen Messwert für die Architektur dar.



### 3 Ergebnisse

#### Der *M. soleus*

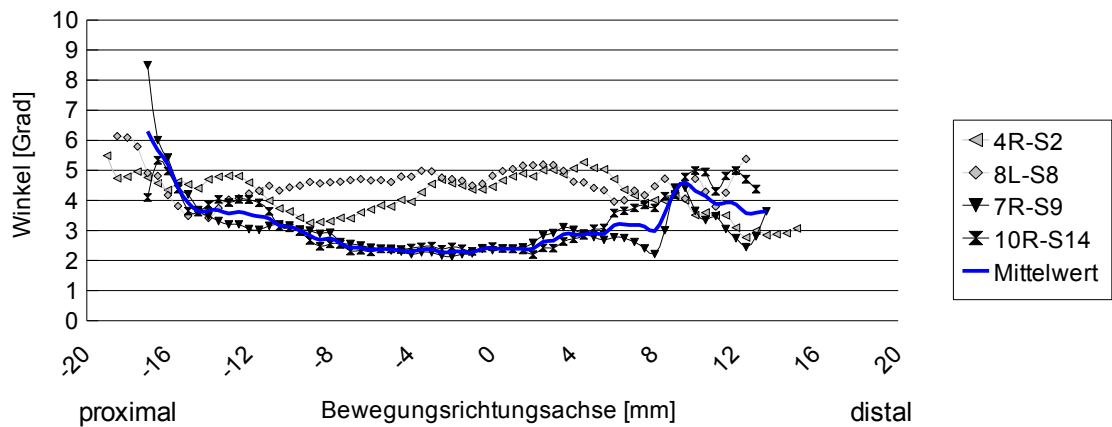


Abbildung 59: Die Mittelwerte der Schnittwinkel entlang der Bewegungsrichtungsachse für die relaxierten Muskeln (S2, S8, S9, S14) des *M. soleus*, sowie der Mittelwert der Muskeln S9 und S14. S2 und S8 wurden aufgrund fehlerhafter Ausrichtung der Schnittserie nicht berücksichtigt.

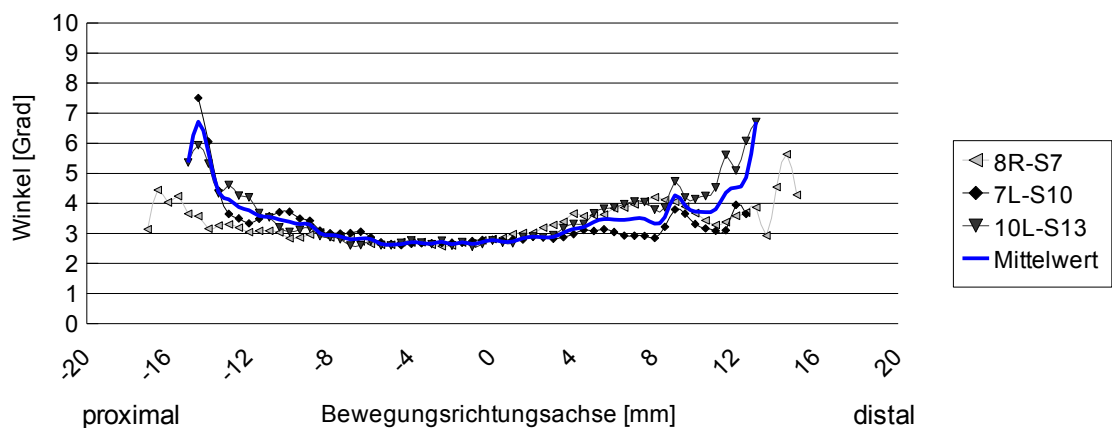


Abbildung 60: Die Mittelwerte der Schnittwinkel entlang der Bewegungsrichtungsachse für die kontrahierten Muskeln (S7, S10, S13) des *M. soleus*, sowie der Mittelwert der Muskeln S10 und S13. S7 wurde aufgrund des niedrigen Wertes bei der Kraftmessung nicht berücksichtigt.

Die Winkeländerung vom proximalen zum distalen Bereich des relaxierten und kontrahierten *M. soleus* sind im Bereich von zwei bis fünf Grad (Abb. 59 & 60). Die Werte von S7 wurden basierend auf der Kraftmessung nicht berücksichtigt, da hier eine zu niedrige Kraft vorlag. Zusätzlich ist damit auch eine bessere Vergleichbarkeit der relaxierten und kontrahierten Muskeln gegeben, da nur Muskeln von gleichen Individuen zwischen relaxiert und kontrahiert verglichen wurden.

### 3 Ergebnisse

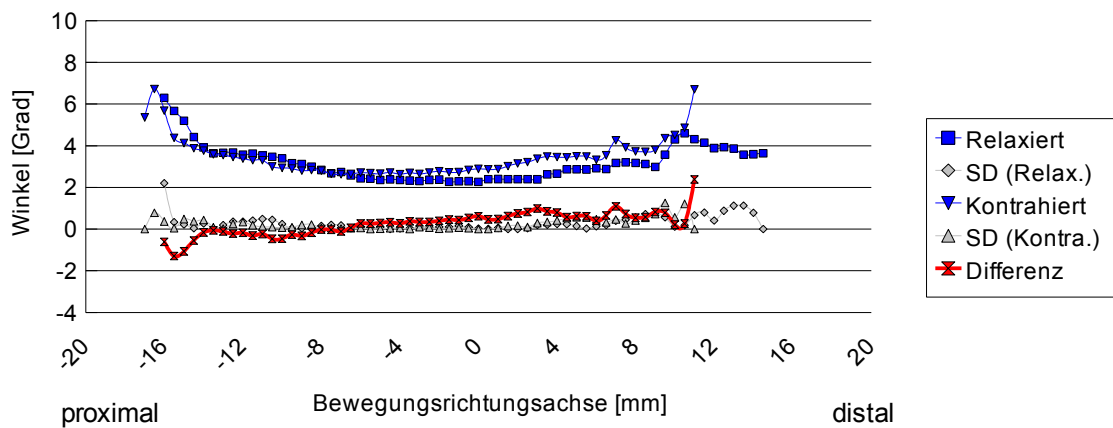


Abbildung 61: Die Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln des *M. soleus* und ihre Standardabweichungen (SD), sowie die Differenz der Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln.

Es zeigt sich zwischen relaxierten ( $3,19 \pm 0,87^\circ$ ) und kontrahierten Muskeln ( $3,47 \pm 0,93^\circ$ ) im gesamten Bereich kein wesentlicher Unterschied im Schnittwinkel ( $0,26 \pm 0,58^\circ$ ) (Abb. 61). Nach distal ist nur ein leichter Winkelanstieg zu messen. Dies spricht dafür, dass der Schnittwinkel optimal ausgewählt wurde.

#### Der *M. gastrocnemius medialis*

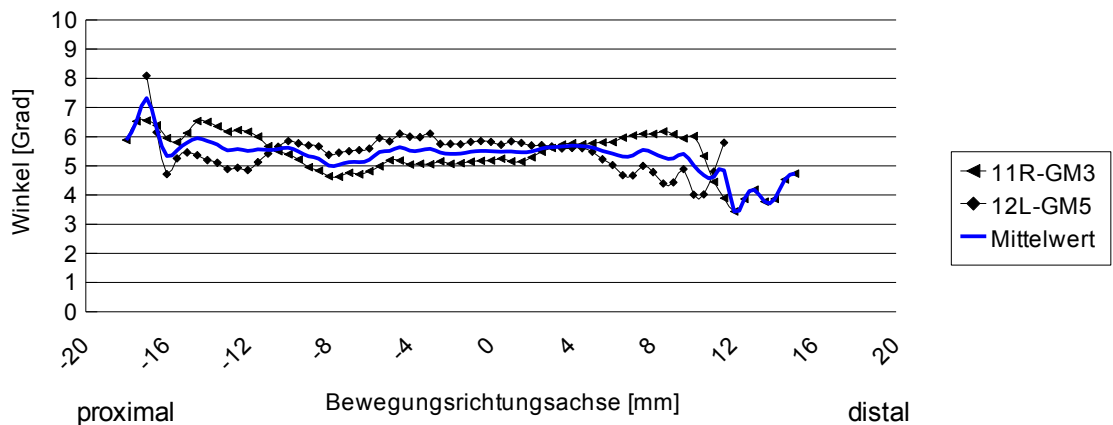


Abbildung 62: Die Mittelwerte der Schnittwinkel entlang der Bewegungsrichtungssachse für die relaxierten Muskeln (GM3, GM5) des *M. gastrocnemius medialis*, sowie der Mittelwert der Muskeln GM3 und GM5.

### 3 Ergebnisse

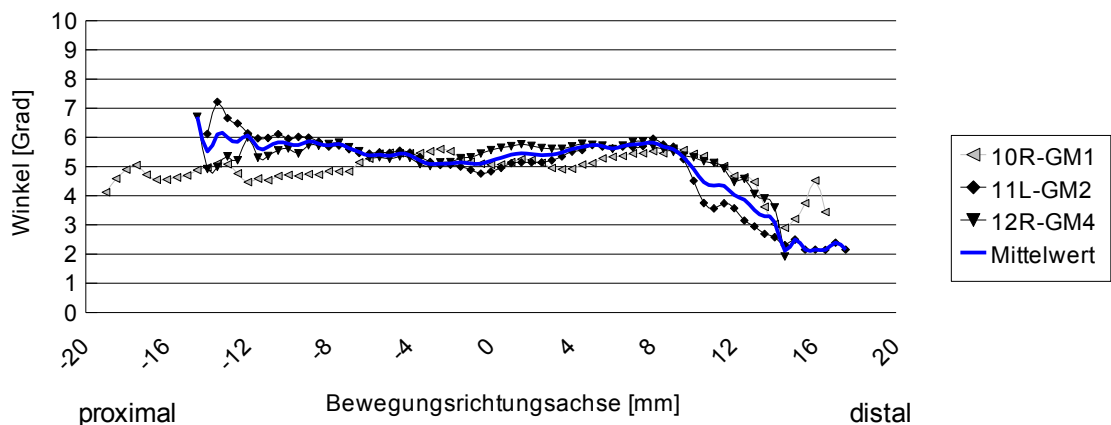


Abbildung 63: Die Mittelwerte der Schnittwinkel entlang der Bewegungsrichtungsachse für die kontrahierten Muskeln (GM1, GM2, GM4) des *M. gastrocnemius medialis*, sowie der Mittelwert der Muskeln GM2 und GM4. GM1 wurde aufgrund seiner Größe nicht berücksichtigt.

Die Winkeländerungen vom proximalen zum distalen Bereich des relaxierten *M. gastrocnemius medialis* liegen um fünf Grad (Abb. 62). Es ist nur eine leichte Erhöhung im proximalen und distalen Bereich bei GM3 festzustellen. Der erhöhte Schnittwinkel gegenüber dem *M. soleus* ist auf die unterschiedliche Größe der beiden Muskeln zurückzuführen. Durch seine relative Dicke sind hier größere Fiederungswinkel zwischen den Sehnenplatten zu finden. Daraus resultiert, verursacht durch die Schneidetechnik, ein veränderter Schnittwinkel, da je nach Schnittebene kleinere oder größere Faszikelfragmente entstehen. Die Winkeländerung vom proximalen zum mittleren Bereich des kontrahierten *M. gastrocnemius medialis* liegt ebenfalls um fünf Grad (Abb. 63). Vom mittleren zum distalen Bereich fällt hingegen der Schnittwinkel ab. Dies kann schon ein Zeichen auf die sich hier ändernde Architektur bei der Kontraktion sein. Eine genauere Analyse wird über den Fiederungswinkel möglich (siehe Zusammenfassung des Schnitt- und Teilfiederungswinkels).

### 3 Ergebnisse

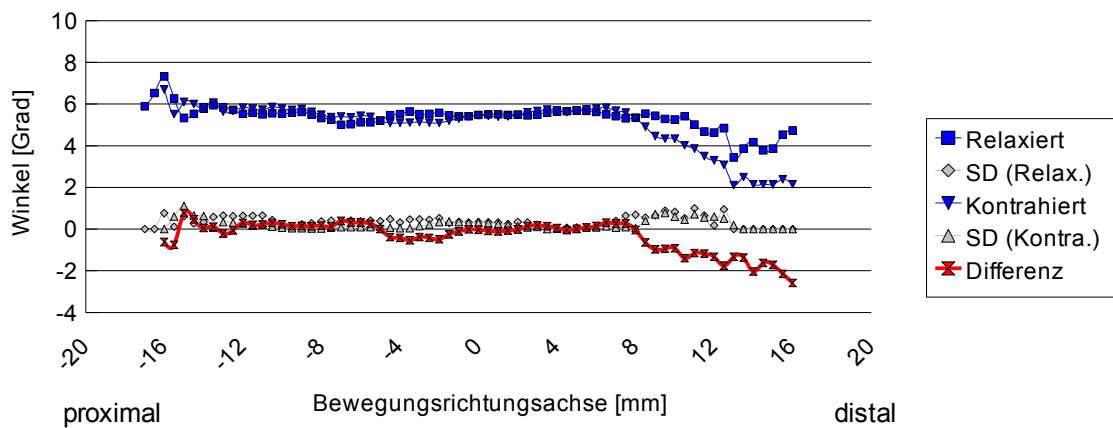


Abbildung 64: Die Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln des M. gastrocnemius medialis und ihre Standardabweichungen (SD), sowie die Differenz der Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln.

Der Schnittwinkel blieb für den M. gastrocnemius medialis vom proximalen bis zum distalen Bereich zwischen relaxierten ( $5,35 \pm 0,6$ )° und kontrahierten Muskel ( $4,99 \pm 1,16$ )° gleich ( $-0,33 \pm 0,73$ )° (Abb. 64). Nur im kontrahierten Muskel ist ein Abfall des Schnittwinkels im distalen Bereich zu messen.

#### b) Der Teilfiederungswinkel

Alle Teilfiederungswinkel wurde bezogen auf die x-Achse gemessen und innerhalb eines Clusters gemittelt. Ein Cluster entsprach dabei einem Raumwürfel von der Größe  $(0,5 \times 0,5 \times 0,5) \text{ mm}^3$ .

### 3 Ergebnisse

#### Der *M. soleus*

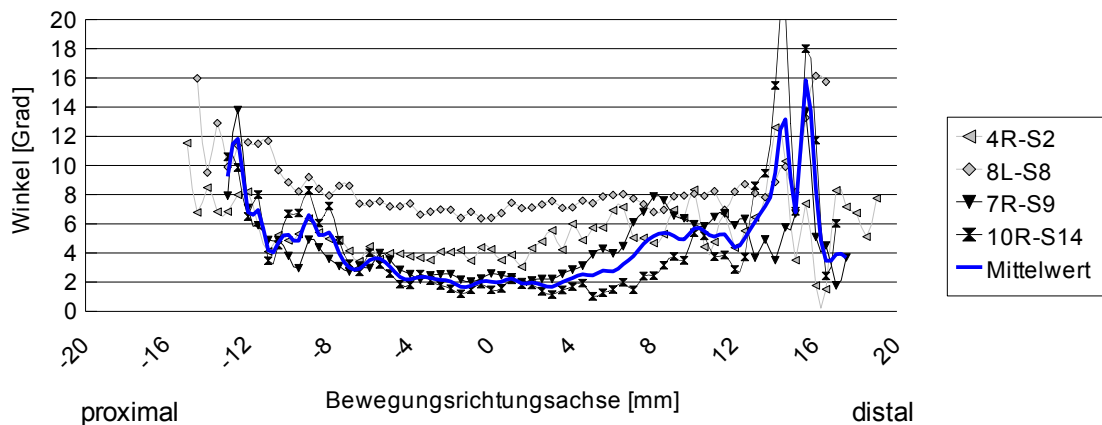


Abbildung 65: Die Mittelwerte der Teilfederungswinkel entlang der Bewegungsrichtungsachse für die relaxierten Muskeln (S2, S8, S9, S14) des *M. soleus*, sowie der Mittelwert der Muskeln S9 und S14. S2 und S8 wurden aufgrund fehlerhafter Ausrichtung nicht berücksichtigt.

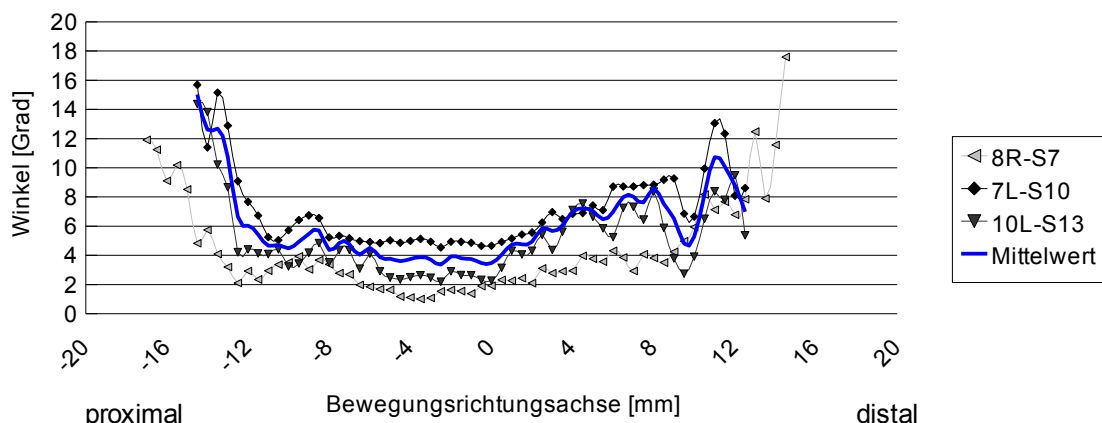


Abbildung 66: Die Mittelwerte der Teilfederungswinkel entlang der Bewegungsrichtungsachse für die kontrahierten Muskeln (S7, S10, S13) des *M. soleus*, sowie der Mittelwert der Muskeln S10 und S13. S7 wurde aufgrund des niedrigen Wertes bei der Kraftmessung nicht berücksichtigt.

Der erhöhte Winkel in den Muskeln S2 und S8 ist auf fehlerhafte Ausrichtung der Schnitte zurückzuführen (Abb. 65). Durch den zu großen Ausrichtungsfehler kommt es bei ihnen zu einem statistischen Rauschen, was sich in einer Gleichverteilung der Winkel widerspiegelt. Dabei war maßgeblich das Fehlen von ausreichend Markern in den Schnitten dafür verantwortlich, dass kein optimaler Marker ausgewählt werden konnte.

Vom mittleren Bereich nach distal und proximal steigt der Fiederungswinkel in den relaxierten Muskeln an, wobei der Anstieg nach distal zur Achillessehne

### 3 Ergebnisse

abrupter ausfällt (Abb. 65). In den kontrahierten Muskeln ist der gleiche Kurvenverlauf zu sehen, der jedoch um 2 Grad höher liegt (Abb. 66). Anzumerken sei hier die erhöhte Winkelstellung im distalen Bereich, die weit über fünf Grad liegt.

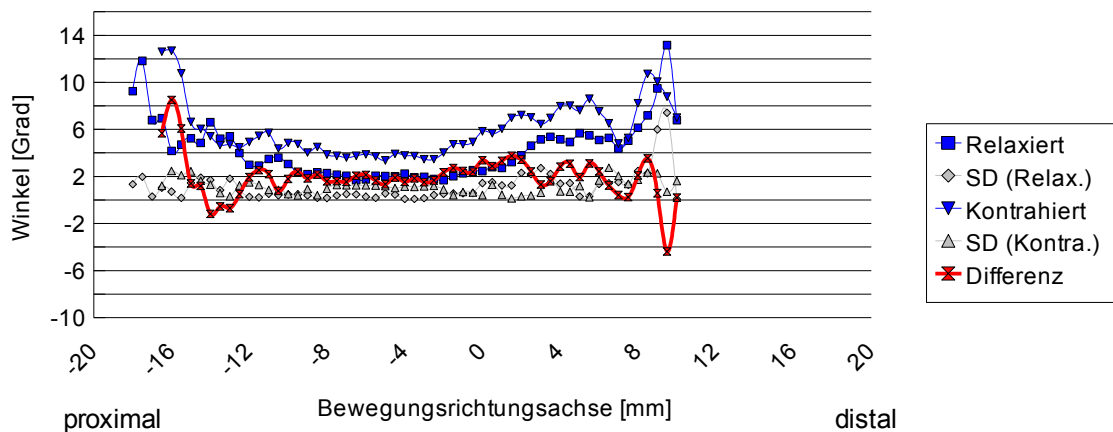


Abbildung 67: Die Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln des M. soleus und ihre Standardabweichungen (SD), sowie die Differenz der Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln.

Im proximalen Bereich zeigt sich eine leichte Winkelerhöhung, die jedoch im distalen Bereich des Relaxierten, wie auch im kontrahierten Muskel, stärker ausgeprägt ist. Bei dem Vergleich des relaxierten ( $4,29 \pm 2,49$ )° und kontrahierten Muskels ( $5,98 \pm 2,31$ )° fällt die Erhöhung des Teilfederungswinkels um zwei Grad auf ( $1,97 \pm 1,8$ )° (Abb. 67). Diese Erhöhung ist mit Ausnahme des proximalen und distalen Bereichs konstant.

### 3 Ergebnisse

#### ***Der M. gastrocnemius medialis***

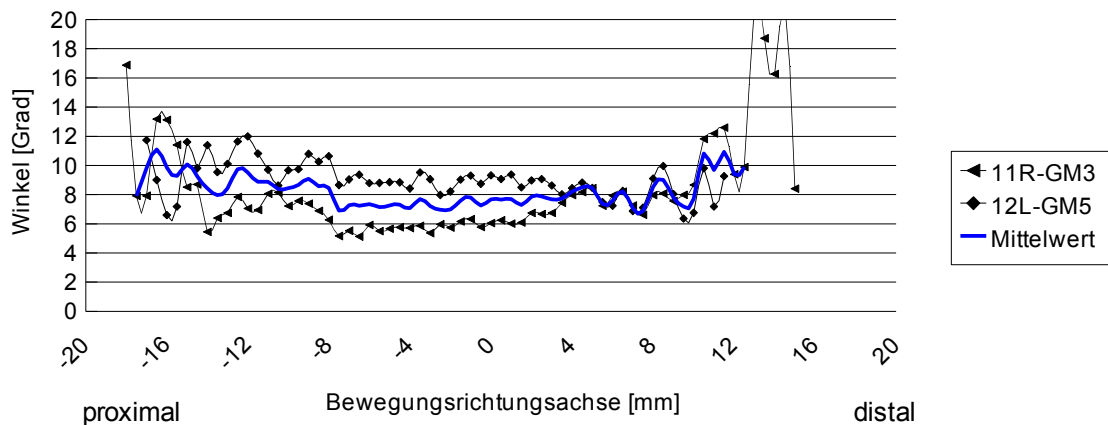


Abbildung 68: Die Mittelwerte der Teilfederungswinkel entlang der Bewegungsrichtungsachse für die relaxierten Muskeln (GM3, GM5) des M. gastrocnemius medialis, sowie der Mittelwert der Muskeln GM3 und GM5.

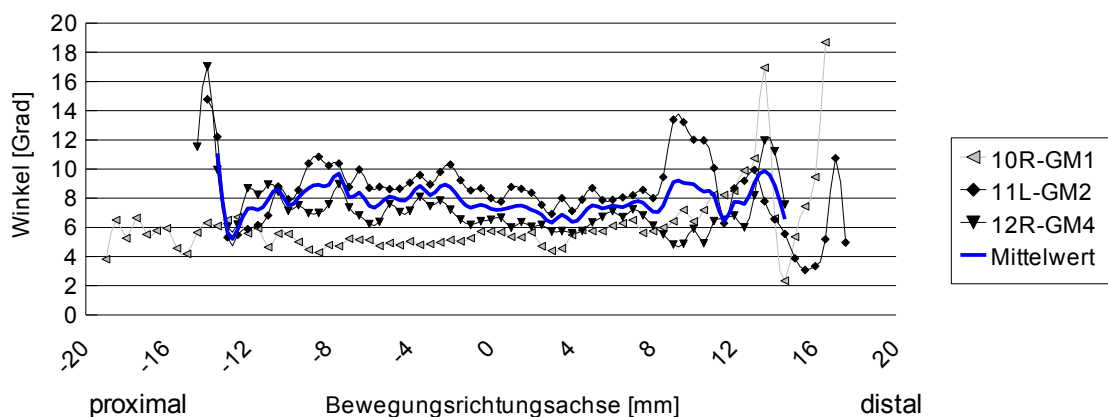


Abbildung 69: Die Mittelwerte der Teilfederungswinkel entlang der Bewegungsrichtungsachse für die kontrahierten Muskeln (GM1, GM2, GM4) des M. gastrocnemius medialis, sowie der Mittelwert der Muskeln GM2 und GM4. GM1 wurde aufgrund seiner Größe nicht berücksichtigt.

GM3 hat im proximalen Bereich eine nicht so hohe Winkelstellung wie GM5 (Abb. 68). Dies kann durch die histologische Aufarbeitung von GM5 verursacht sein, bei der es Probleme beim Anfertigen der Schnittserie gab. Für beide sind aber im mittleren Bereich Winkel unter 10 Grad zu messen. Der Teilfederungswinkel liegt um acht Grad. Die stark abweichende Erhöhung am distalen Ende ist auf das Einspannen in die Vorrichtung zur Kraftmessung zurückzuführen. Beide Kurven liegen jedoch sehr nah beieinander, was für ein

### 3 Ergebnisse

zufriedenstellendes Experimentdesign spricht. Das gleiche gilt auch für die kontrahierten Muskeln (Abb. 69).

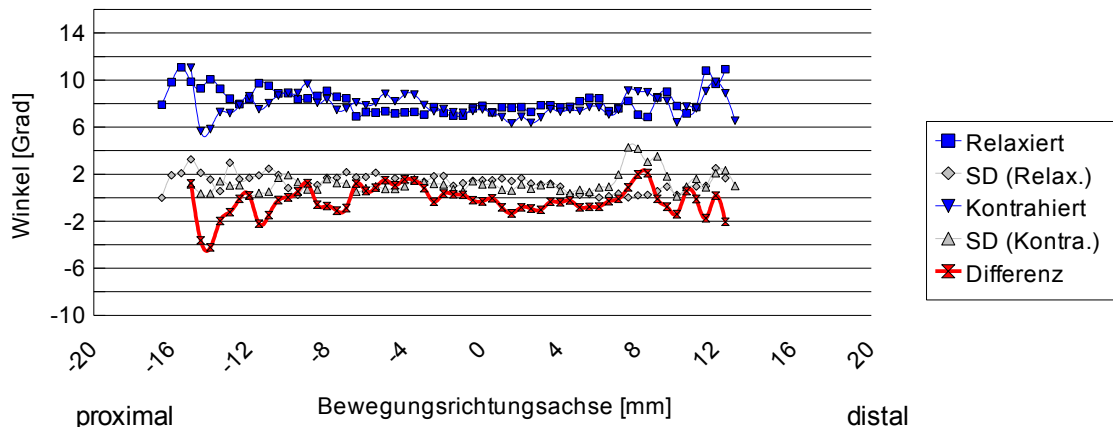


Abbildung 70: Die Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln des M. gastrocnemius medialis und ihre Standardabweichungen (SD), sowie die Differenz der Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln.

Obwohl GM3 und GM5 im relaxierten Zustand Unterschiede im proximalen Bereich aufweisen ( $8,22 \pm 1,06^\circ$ ), zeigen ihre kontrahierten Vergleichsmuskeln (GM2 und GM4) ( $7,85 \pm 1,01^\circ$ ) eine nahezu identische Kurve. Dies spiegelt sich auch in der geringeren Standardabweichung der Mittelwerte wieder. Im proximalen Bereich der vergleichenden Darstellung sind die gemessenen Winkel nahezu gleich ( $-0,27 \pm 1,23^\circ$ ) (Abb. 70), jedoch ist hier die Standardabweichung im relaxierten Mittelwert höher als im Kontrahierten, was auf den vorher erwähnten Fehler zurückzuführen ist.

#### c) Die Zusammenfassung der Schnitt- und Teilgliederungswinkel

Wie zu Beginn des Abschnitts „Fiederungswinkel- und Krümmungsmessung“ erwähnt, musste der Fiederungswinkel pro Cluster aus den Schnitt- und Teilgliederungswinkeln berechnet werden. Erst durch das Zusammenfassen beider Ergebnisse ergeben sich so die echten Winkelstellungen der Faszikel.



### 3 Ergebnisse

#### Der *M. soleus*

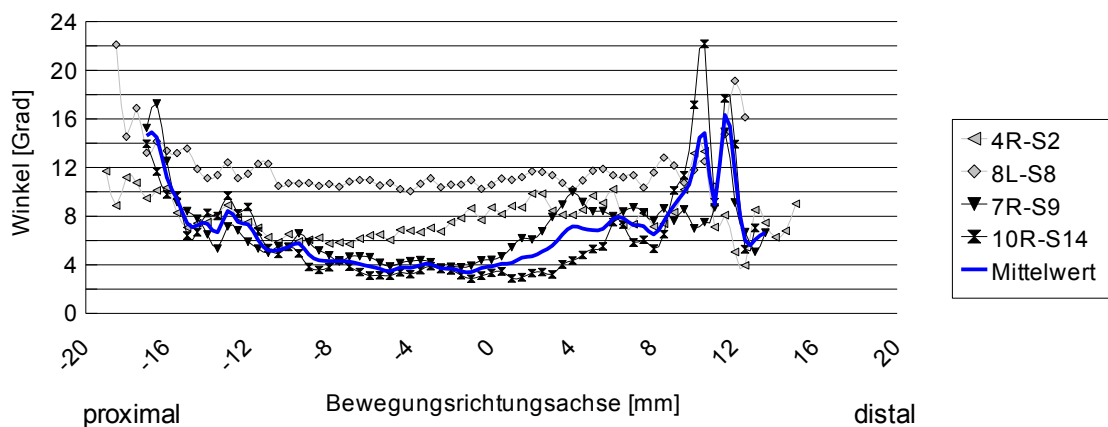


Abbildung 71: Die Mittelwerte des Fiederungswinkels der Faszikel entlang der Bewegungsrichtungsachse für die relaxierten Muskeln (S2, S8, S9, S14) des *M. soleus*, sowie der Mittelwert der Muskeln S9 und S14. S2 und S8 wurde aufgrund fehlerhafter Ausrichtung nicht berücksichtigt.

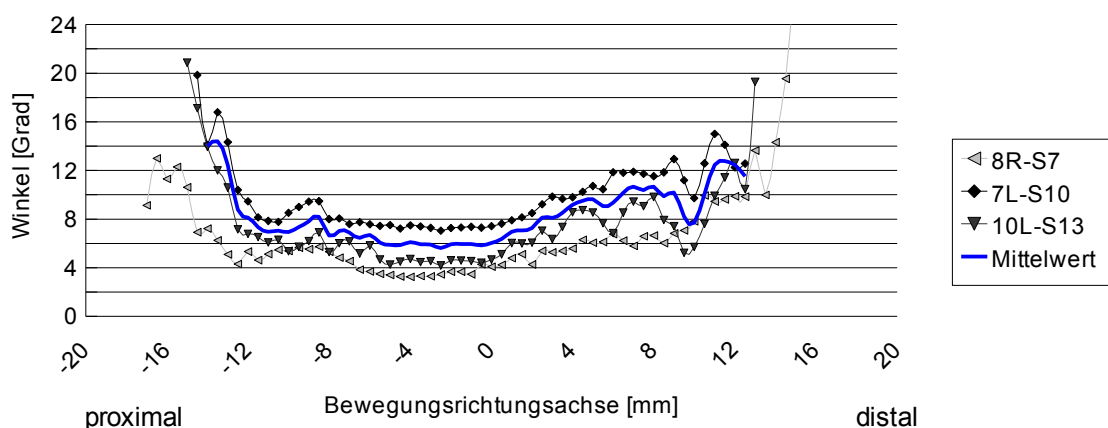


Abbildung 72: Die Mittelwerte des Fiederungswinkels der Faszikel entlang der Bewegungsrichtungsachse für die kontrahierten Muskeln (S7, S10, S13) des *M. soleus*, sowie der Mittelwert der Muskeln S10 und S13. S7 wurde aufgrund des niedrigen Wertes bei der Kraftmessung nicht berücksichtigt.

Die größten Winkeländerungen sind im relaxierten und kontrahierten Muskel in Richtung der Bewegungsrichtungsachse zu finden (Abb. 71 & 72). Der Fiederungswinkel fällt dabei proximal zur Mitte ab und steigt nach distal im relaxierten und kontrahierten Muskel an.

### 3 Ergebnisse

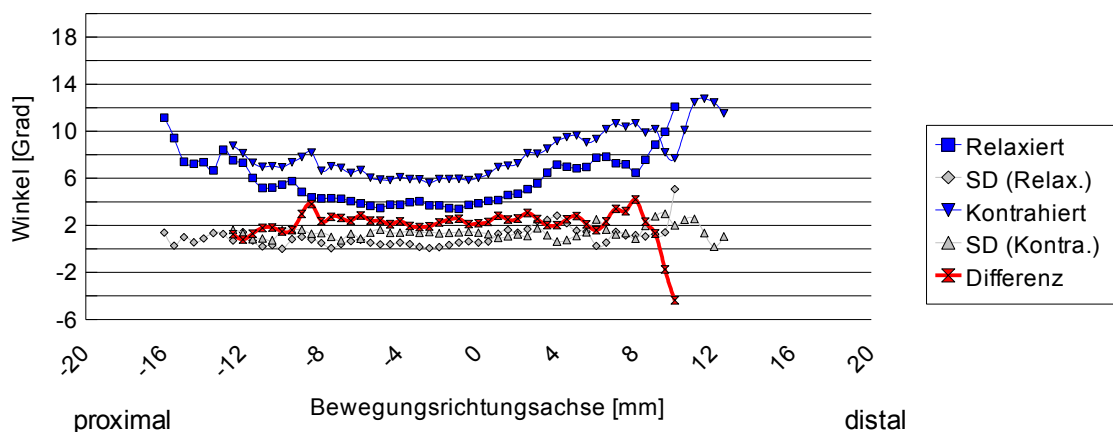


Abbildung 73: Die Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln des M. soleus und ihre Standardabweichung (SD), sowie die Differenz der Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln.

Der mittlere Wert für den relaxierten Muskel liegt bei  $(6,64 \pm 3,07)^\circ$ , für den Kontrahierten bei  $(8,34 \pm 2,31)^\circ$  und für die Differenz bei  $(2,08 \pm 1,31)^\circ$  (Abb. 73). Somit liegt der Einfluss der Kontraktion auf die Winkeländerung bei rund zwei Grad und ist geringer als die Winkelverteilung im relaxierten Muskel selber. Das bedeutet, dass die Winkeländerung nur über einen detaillierten Vergleich von relaxierten und kontrahierten Muskeln nachweisbar ist und unterschiedliche räumliche Messungen auch ohne Kontraktion zu unterschiedlichen Ergebnissen führen können.

### Der M. gastrocnemius medialis

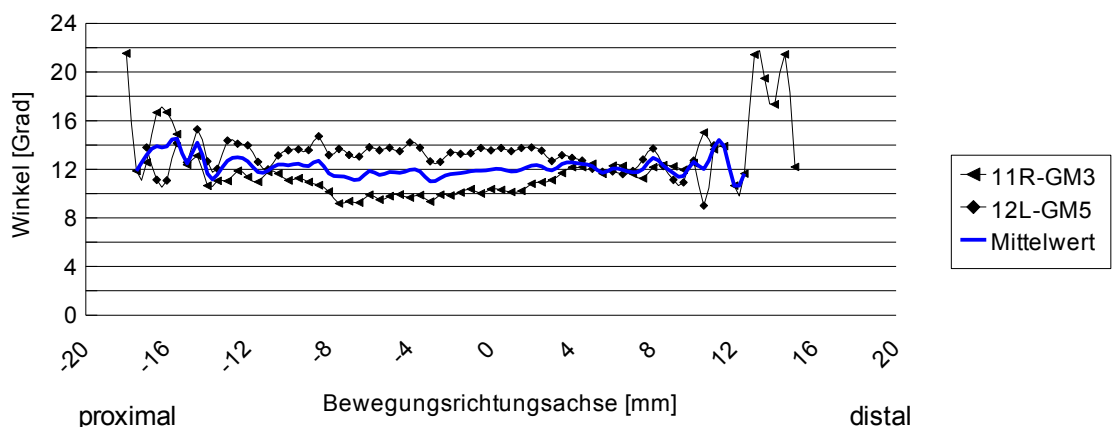


Abbildung 74: Die Mittelwerte des Fiederungswinkels der Faszikel entlang der Bewegungsrichtungsachse für die relaxierten Muskeln (GM3, GM5) des M. gastrocnemius medialis, sowie der Mittelwert der Muskeln.

### 3 Ergebnisse

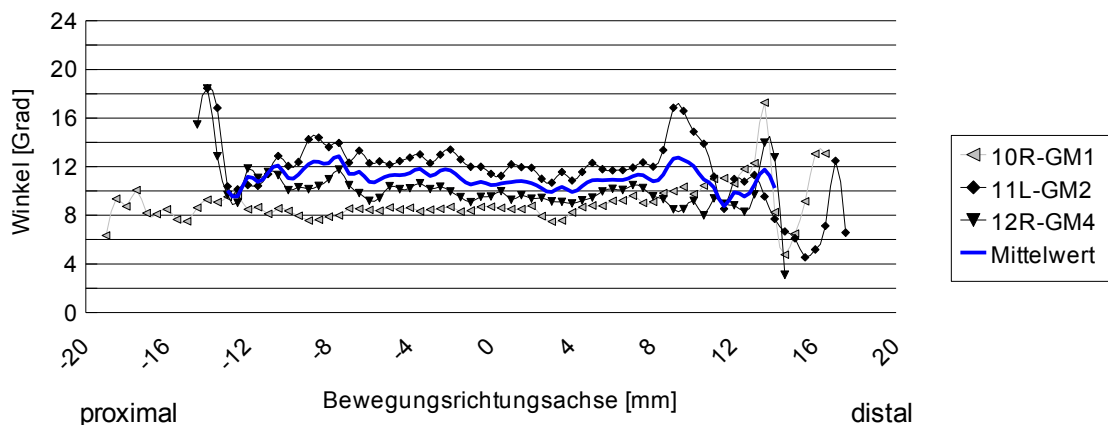


Abbildung 75: Die Mittelwerte des Fiederungswinkels der Faszikel entlang der Bewegungsrichtungsachse für die kontrahierten Muskeln (GM1, GM2, GM4) des M. gastrocnemius medialis, sowie der Mittelwert der Muskeln GM2 und GM4. GM1 wurde aufgrund seiner Größe nicht berücksichtigt.

Für den relaxierten und kontrahierten M. gastrocnemius medialis sind keine achsenabhängigen Effekte, wie im M. soleus zu beobachten (Abb. 74 & 75). Beide Diagramme zeigen einen geraden Verlauf von proximal nach distal. Jedoch schwanken die einzelnen Werte in einer Gruppe stärker als im M. soleus. Proximale und distale Ausreißer sind dabei der Einspannung verschuldet.

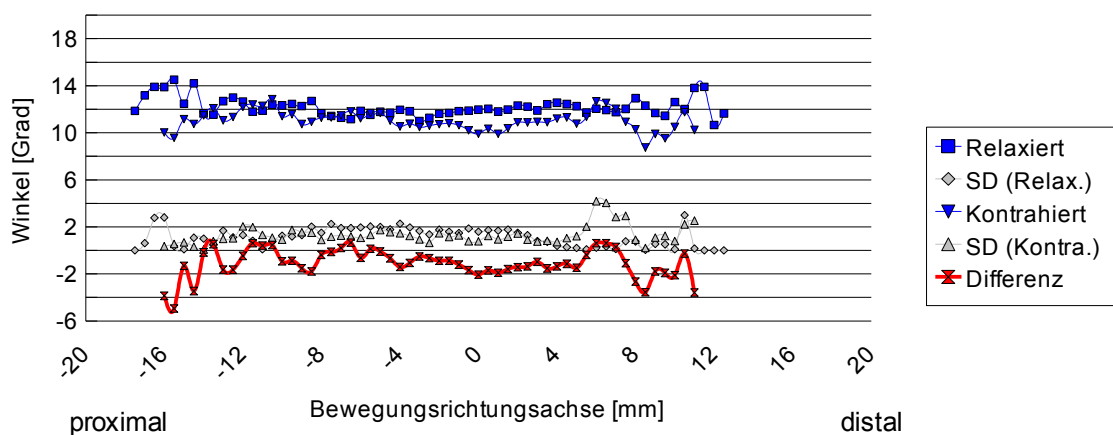


Abbildung 76: Die Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln des M. gastrocnemius medialis und ihre Standardabweichung (SD), sowie die Differenz der Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskel.

Der Vergleich von relaxierten und kontrahierten M. gastrocnemius medialis zeigt kaum Unterschiede in der Winkelstellung ( $-1,13 \pm 1,21^\circ$ ), obwohl der

### 3 Ergebnisse

Muskel asymmetrisch aufgebaut ist (Abb. 76). Dies wird durch die Art und Weise der Auswertung verursacht, da hier die Teilsumme aller Winkel über den jeweiligen Muskelquerschnitt dargestellt ist. In der Summe mitteln sich somit alle Winkel zu einem mittleren Winkel. Erst in der räumlichen Darstellung werden hierbei die Unterschiede sichtbar. So sind die mittleren Werte für den M. gastrocnemius medialis im relaxierten Zustand bei  $(12,18 \pm 0,78)^\circ$ , für den Kontrahierten bei  $(11,02 \pm 0,83)^\circ$ . Somit zeigen die kontrahierten Muskeln tendenziell kleinere Werte.

#### d) Die räumliche Darstellung der Fiederungswinkel

Durch die Auswertung von räumlichen Daten ergab sich das Problem ihrer Darstellung. Eindimensionale oder zweidimensionale Abbildungen geben nicht alle räumlichen Verteilungen des Fiederungswinkels des dreidimensionalen Raumes wieder. Deshalb wurde eine Schnittbilderdarstellung gewählt, in denen die Fiederungswinkel durch unterschiedliche Kugelgröße und Farbe repräsentiert waren (Abb. 77). Eine Kugel entsprach dabei den in Kapitel 2.7 besprochenen Clustern mit einer Größe von  $(0,5 \times 0,5 \times 0,5) \text{ mm}^3$ .

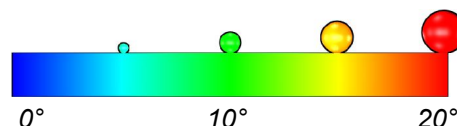


Abbildung 77: Die Farbwerte von Blau über Grün nach Rot, sowie die Kugelgröße repräsentieren die Fiederungswinkel im Raum. Werte über  $20^\circ$  werden als  $20^\circ$  dargestellt.

Jedoch ist dadurch nur ein qualitativer Vergleich zwischen relaxierten und kontrahierten Muskeln möglich. Sie veranschaulichen aber die Lage von hohen Fiederungswinkeln und deren Verteilung. Gerade in der Verteilung wird eine Regionalisierung der Fiederungswinkel sichtbar.

### 3 Ergebnisse

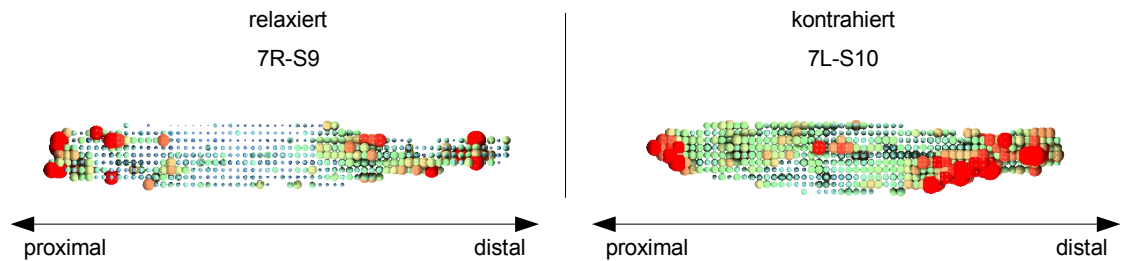


Abbildung 78: Die Gesamtansicht der räumlichen Verteilung der Fiederungswinkel des *M. soleus*. Man sieht hauptsächlich die oberflächigen Winkel.

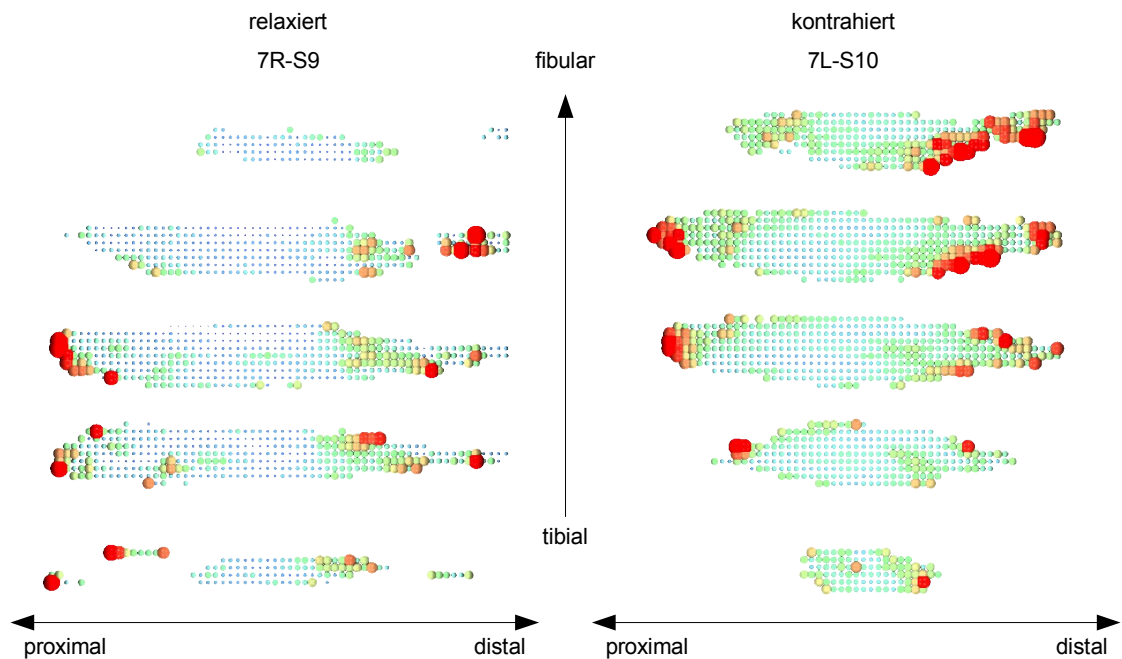


Abbildung 79: Die Schnittserie durch den *M. soleus*.

Deutlich sind im *M. soleus* die erhöhten Winkelstellungen im proximalen und distalen Bereich zu erkennen (Abb. 78 & 79). Zusätzlich erkennt man die leichte Erhöhung der Winkel zwischen relaxierten und kontrahierten Zustand.

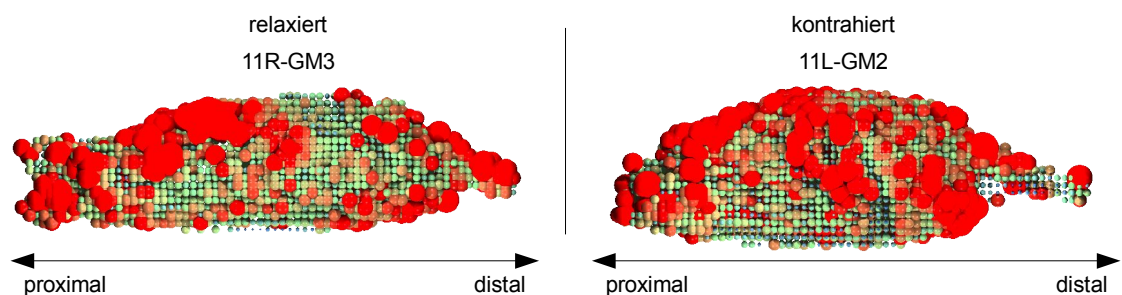


Abbildung 80: Die Gesamtansicht der räumlichen Verteilung der Fiederungswinkel des *M. gastrocnemius medialis*. Man sieht hauptsächlich die oberflächigen Winkel.

### 3 Ergebnisse

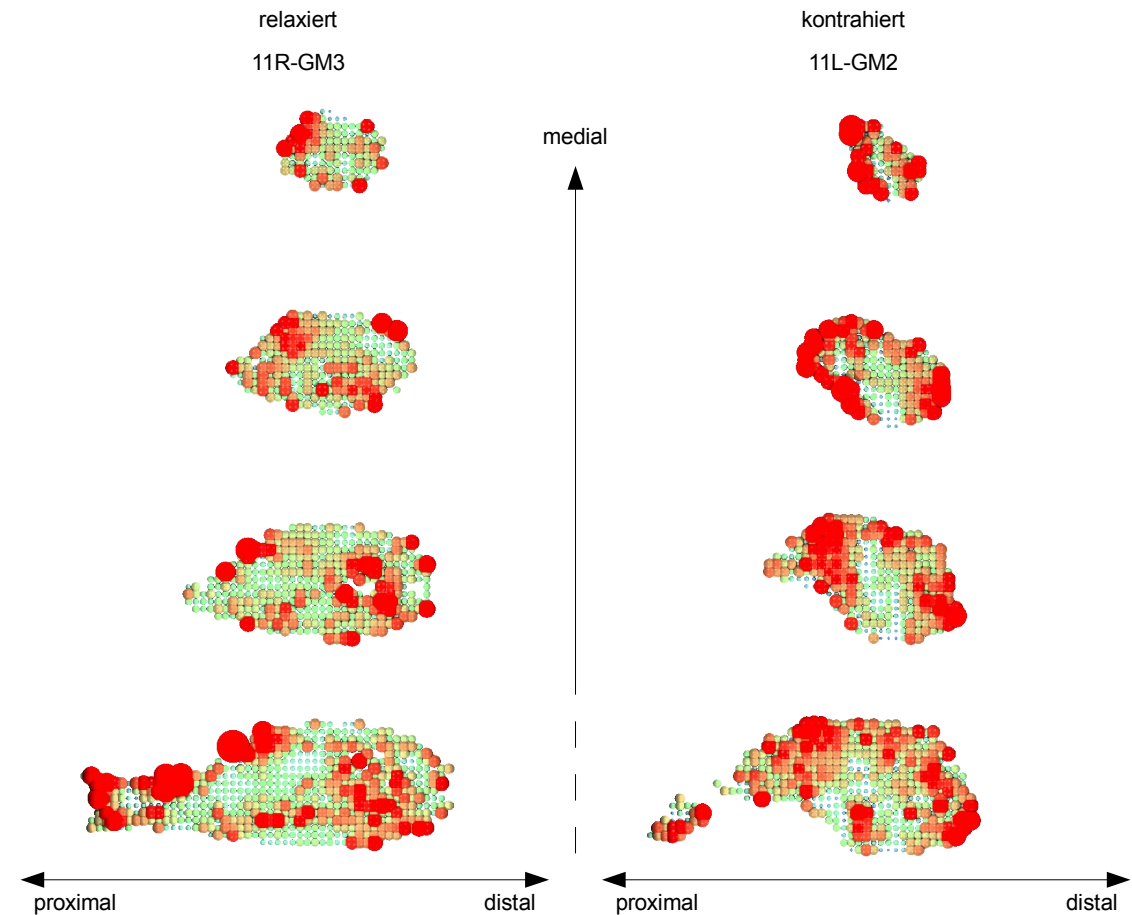


Abbildung 81: Der erste Teil der Schnittserie durch den M. gastrocnemius medialis.

Auch im M. gastrocnemius medialis sind die erhöhten Winkelstellungen im proximalen und distalen Bereich zu erkennen (Abb. 80, 81 & 82). Zusätzlich fallen jedoch auch Bereiche mit erhöhten Winkelstellung auf, die an den Muskelrändern liegen. Im Vergleich dazu erhöhen sich im kontrahierten Zustand die Winkelstellungen, jedoch gibt es auch Bereiche mit niedrigen Winkeln. Im Mittel scheinen sich aber die Erhöhten mit den niedrigen Winkeln und der Effekt einer gleichmäßigen Erhöhung, wie beim M. soleus zu beobachten, aufzuheben. Auszuschließen ist dabei auch nicht, dass Gefrierartefakte im Muskelinneren, durch das Einfrieren des Muskel entstanden sind. Diese könnten durch die Dicke des M. gastrocnemius medialis verursacht sein.

### 3 Ergebnisse

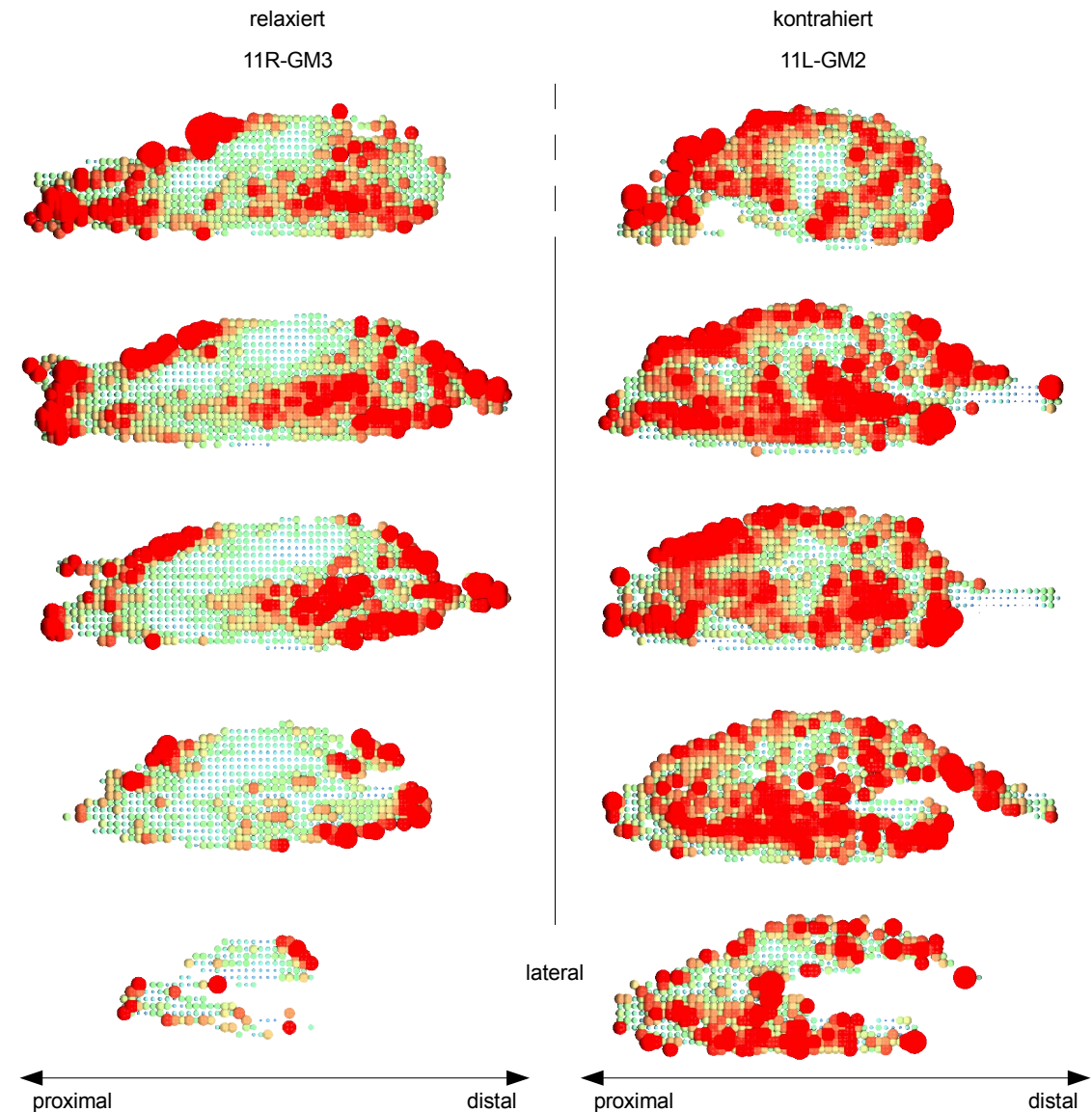


Abbildung 82: Die Fortsetzung der Schnittserie durch den M. gastrocnemius medialis.

#### e) Die Raumkrümmung

Die Raumkrümmung gibt die Stärke der Krümmung in jedem Punkt der Kurve an. Bei Werten unter eins ist die Kurve weniger stark gekrümmt. Bei einem Krümmungskoeffizienten gleich Null handelt es sich bei der Raumkurve um eine Gerade. Die Krümmung wurde für alle Faszikel in dem jeweiligen Muskel berechnet und in den Raumclustern gespeichert und ausgewertet. Dabei konnte durch das Anfertigen einer Schnittserie, die Krümmung nur in der Schnittebene ermittelt werden. Die folgende Darstellung fasst eine Clusterscheibe entlang der x-Achse zu einem Mittelwert zusammen. Die so gewonnenen Krümmungs-



### 3 Ergebnisse

koeffizienten geben somit Auskunft über lineare oder nichtlineare Form der Faszikel innerhalb des Muskels.

#### **Der M. soleus**

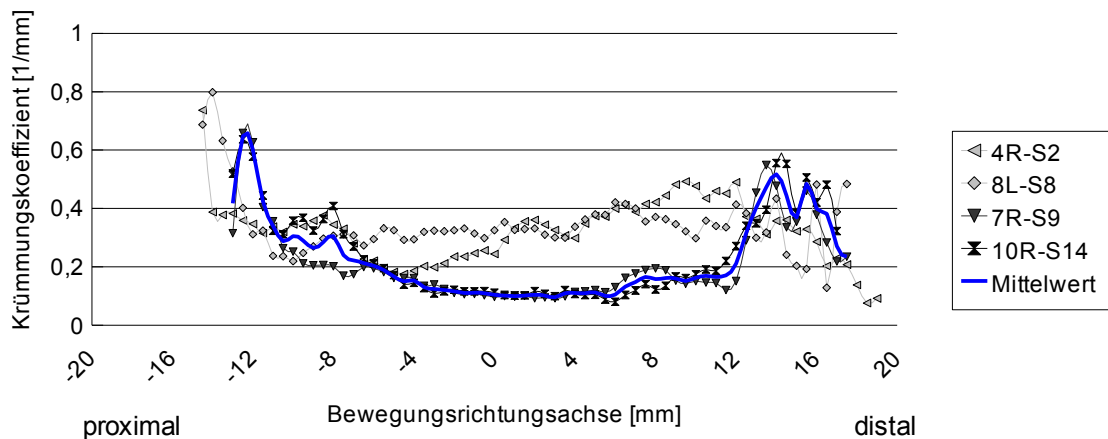


Abbildung 83: Die Mittelwerte der Raumkrümmung der Faszikel entlang der Bewegungsrichtungssachse für die relaxierten Muskeln (S2, S8, S9, S14) des M. soleus, sowie der Mittelwert der Muskeln S9 und S14. S2 und S8 wurde aufgrund fehlerhafter Ausrichtung nicht berücksichtigt.

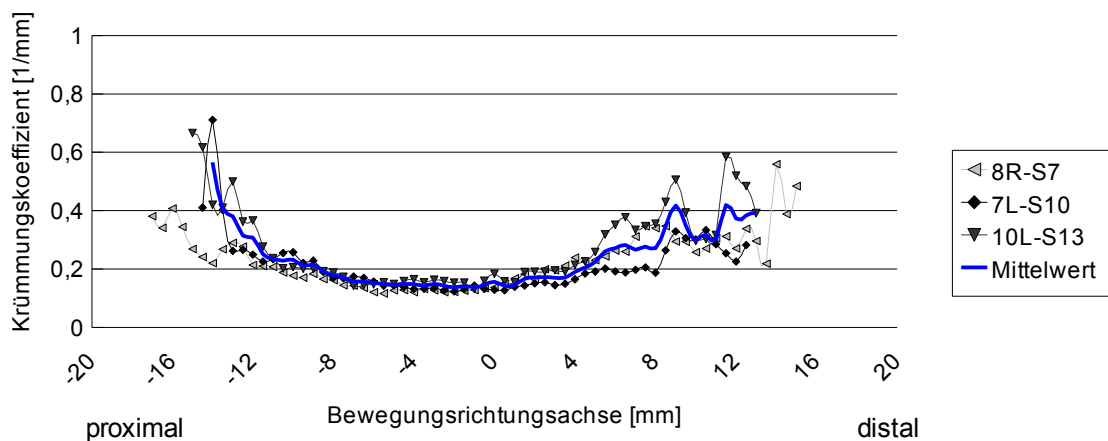


Abbildung 84: Die Mittelwerte der Raumkrümmung der Faszikel entlang der Bewegungsrichtungssachse für die kontrahierte Muskeln (S7, S10, S13) des M. soleus, sowie der Mittelwert der Muskeln S10 und S13. S7 wurde aufgrund des niedrigen Wertes bei der Kraftmessung nicht berücksichtigt.

Die Krümmungskoeffizienten sind in den relaxierten Muskeln proximal und distal am größten (Abb. 83). Sie bewegen sich zwischen  $0,6 \text{ mm}^{-1}$  und  $0,2 \text{ mm}^{-1}$ . Im mittleren Bereich hingegen sind die Krümmungskoeffizienten nur  $0,1 \text{ mm}^{-1}$ . Somit sind die Faszikel distal und proximal stärker gekrümmt, als im mittleren



### 3 Ergebnisse

Bereich. Dies lässt sich durch die Fusionierung der Faszikel zu den Endsehnen erklären, die dünner auslaufen als der Muskel im Querschnitt ist. Somit muss der Muskel proximal und distal dünner werden, was nur durch ein Zusammenlaufen der Faszikel gewährleistet werden kann. Die Krümmungskoeffizienten sind in den kontrahierten Muskeln proximal und distal am größten (Abb. 84). Sie bewegen sich zwischen  $0,6 \text{ mm}^{-1}$  und  $0,2 \text{ mm}^{-1}$  im proximalen Bereich und zwischen  $0,5 \text{ mm}^{-1}$  und  $0,2 \text{ mm}^{-1}$  im distalen Bereich. Im mittleren Bereich hingegen entsprechen die Krümmungskoeffizienten nur  $0,1 \text{ mm}^{-1}$ . Wie auch bei den relaxierten Muskeln ist die Erhöhung der Koeffizienten im proximalen und distalen Bereich vor allem durch die Fusionierung der Faszikel in die Sehnen zu erklären.

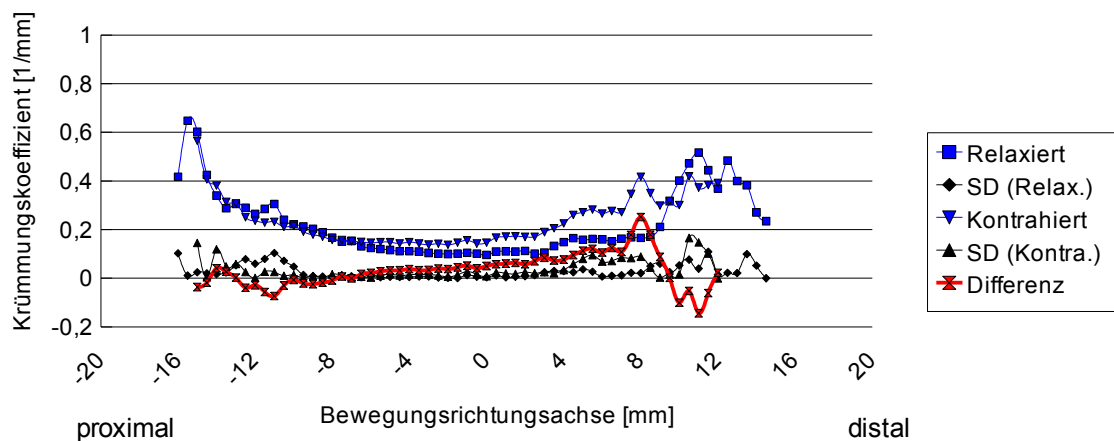


Abbildung 85: Die Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln des M. soleus und ihre Standardabweichung (SD), sowie die Differenz der Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln.

Der Vergleich der relaxierten ( $0,23 \pm 0,14$ )  $\text{mm}^{-1}$  und kontrahierten Soleusmuskeln ( $0,24 \pm 0,1$ )  $\text{mm}^{-1}$  im proximalen Bereich zeigt keinen Unterschied im Krümmungskoeffizienten ( $0,03 \pm 0,07$ )  $\text{mm}^{-1}$  (Abb. 85). Erst vom mittleren bis zum distalen Bereich ist ein Anstieg der Krümmung im kontrahierten Muskel nachweisbar. Der Anstieg lässt sich durch die Änderung der Volumenanteile erklären, die sich mehr zur Mitte verschieben, sodass sich der Bereich für die Fusionierung der Faszikel zur Achillessehne verschiebt.

### 3 Ergebnisse

#### **Der *M. gastrocnemius medialis***

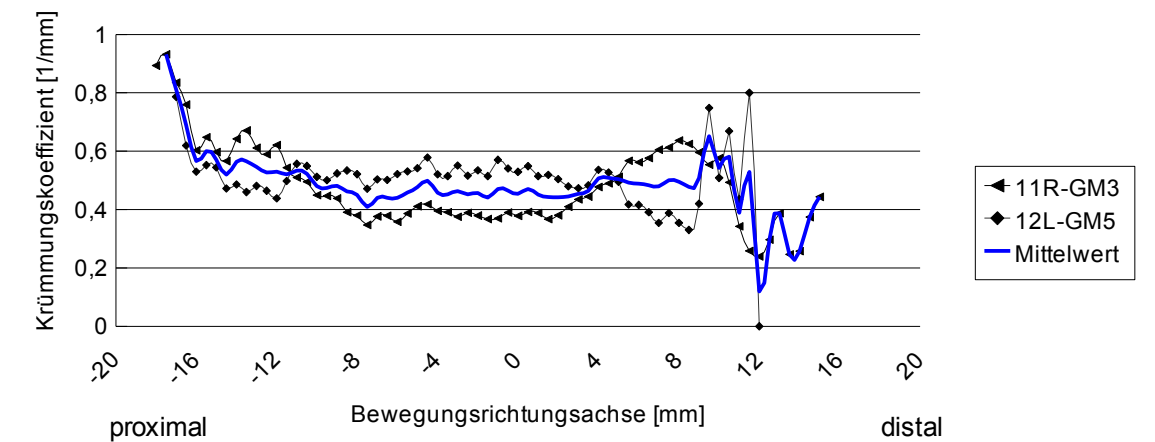


Abbildung 86: Die Mittelwerte der Raumkrümmung der Faszikel entlang der Bewegungsrichtungsachse für die relaxierten Muskeln (GM3, GM5) des *M. gastrocnemius medialis*, sowie der Mittelwert der Muskeln.

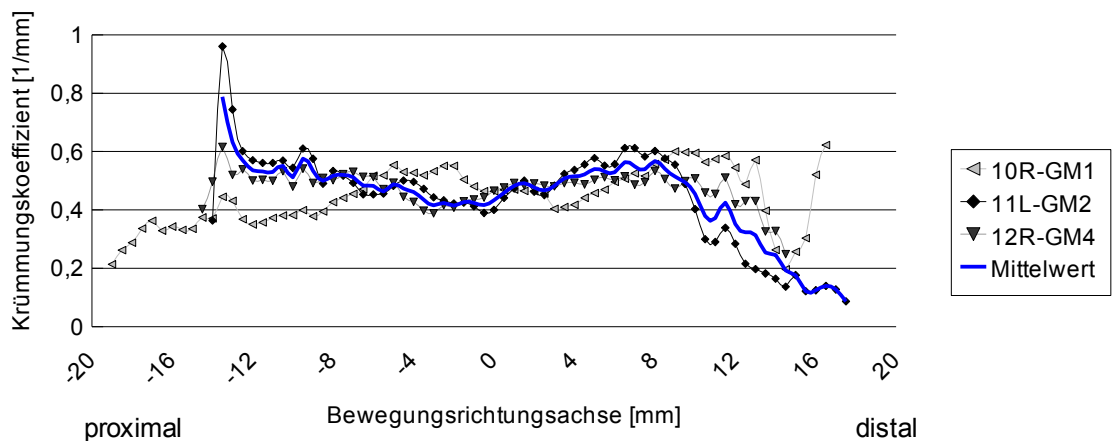


Abbildung 87: Die Mittelwerte der Raumkrümmung der Faszikel entlang der Bewegungsrichtungsachse für die kontrahierten Muskeln (GM1, GM2, GM4) des *M. gastrocnemius medialis*, sowie der Mittelwert der Muskeln GM2 und GM4. GM1 wurde aufgrund seiner Größe nicht berücksichtigt.

Die Krümmungskoeffizienten für den Mittelwert des relaxierten *M. gastrocnemius medialis* sinken von proximal  $0,6 \text{ mm}^{-1}$  zur Mitte auf  $0,5 \text{ mm}^{-1}$  (Abb. 86). Im mittleren Bereich bis nach distal ist er hingegen konstant bei  $0,5 \text{ mm}^{-1}$ . Bei den kontrahierten Muskeln schwanken die Krümmungskoeffizienten im mittleren Bereich um  $0,5 \text{ mm}^{-1}$  und im distalen Bereich fallen die Werte jedoch bis auf  $0,1 \text{ mm}^{-1}$  ab. Dies ist durch den erhöhten Anteil an Bindegewebe, welche die Achillessehne bilden, im distalen Bereich zu erklären.

### 3 Ergebnisse

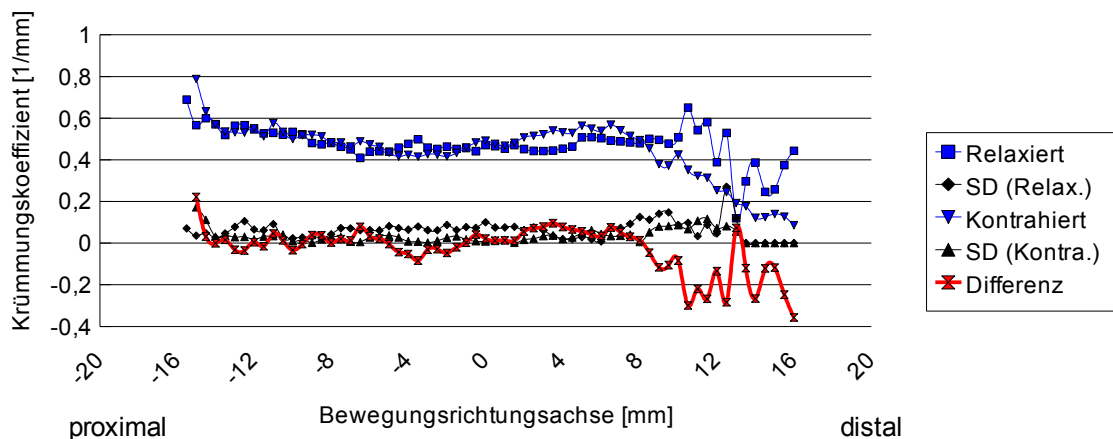


Abbildung 88: Die Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln des *M. gastrocnemius medialis* und ihre Standardabweichung (SD), sowie die Differenz der Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln.

Es zeigt sich ein Unterschied zwischen relaxierten ( $0,47 \pm 0,09$ )  $\text{mm}^{-1}$  und kontrahierten Muskeln ( $0,44 \pm 0,14$ )  $\text{mm}^{-1}$  im distalen Bereich (Abb. 87). Jedoch ist hier die Standardabweichung der Mittelwerte leicht erhöht. Es kommt somit bei der Kontraktion zu einer Erniedrigung der Krümmung im distalen Bereich. Im proximalen und mittleren Bereich hingegen sind die Krümmungskoeffizienten annähernd gleich. Insgesamt ist die Änderung der Krümmungskoeffizienten ( $-0,03 \pm 0,11$ )  $\text{mm}^{-1}$  umgekehrt so groß, wie beim *M. soleus* ( $0,03 \pm 0,07$ )  $\text{mm}^{-1}$ .

### 3.6 Die Volumenmessung

Das Volumen wurde innerhalb eines Schnittes durch Auszählen der Cluster der Größe  $(0,5 \times 0,5 \times 0,5) \text{ mm}^3$  in der y-z-Ebene berechnet. Das Gesamtvolumen ergab sich durch Aufsummieren der Volumenwerte entlang der Bewegungsrichtungssachse (x-Achse) (Abb. 89).

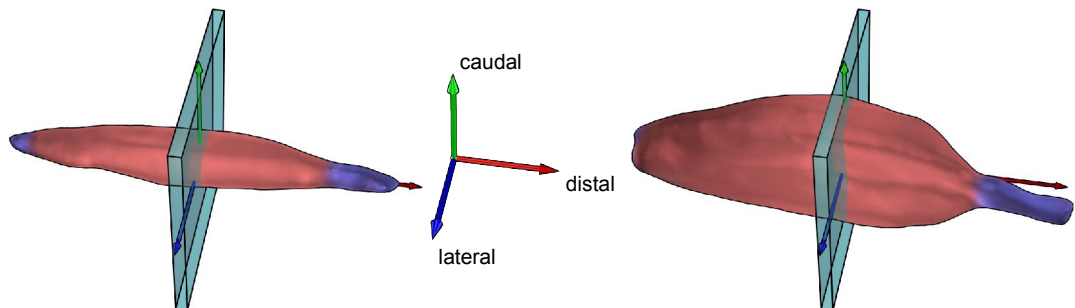


Abbildung 89: Die linke Abbildung zeigt den virtuellen Schnitt in der y-z-Ebene durch den M. soleus und rechts im M. gastrocnemius medialis. Die Achsenvektoren sind rot (x-Achse), grün (y-Achse) und blau (z-Achse) eingefärbt.

#### a) Der M. soleus

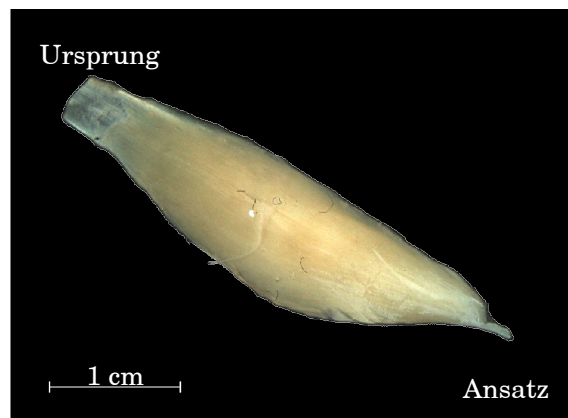


Abbildung 90: Der M. soleus in der fibulärer Ansicht. In der Mitte ist der zuführende Nervenast zu erkennen.

### 3 Ergebnisse

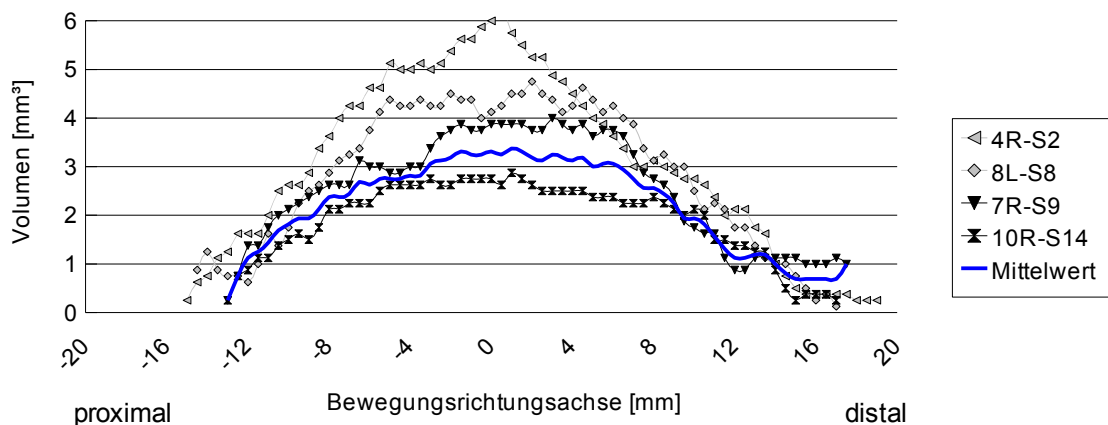


Abbildung 91: Die Darstellung des Volumens der relaxierten Muskeln (S2, S8, S9, S14) des M. soleus. Das Gesamtvolumen eines Muskels errechnet sich durch die Addition aller Teilvolumina. S2 und S8 wurden für die Vergleichbarkeit des relaxierten und kontrahierten Zustands nicht mit dargestellt, da nur S9 und S14 einen verwertbaren Gegenspieler haben.

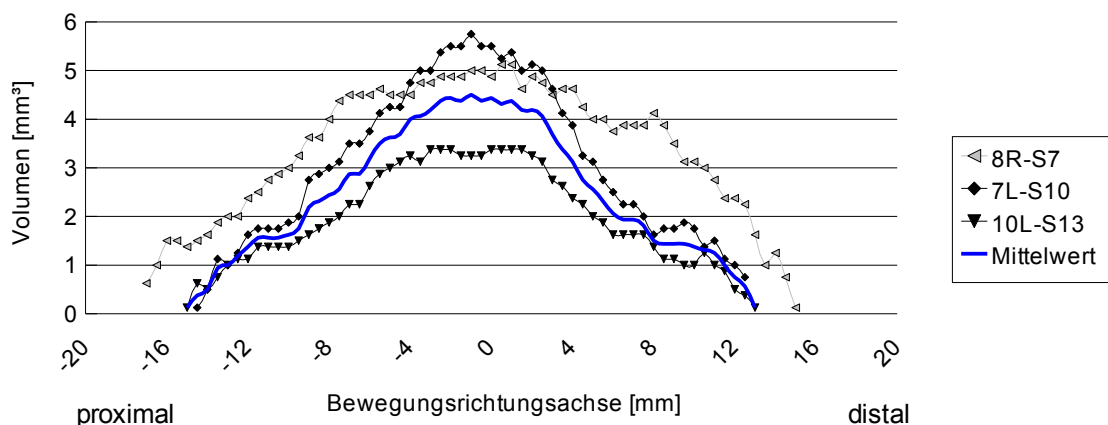


Abbildung 92: Die Darstellung des Volumens der kontrahierten Muskeln (S7, S10, S13) des M. soleus. Das Gesamtvolumen eines Muskels errechnet sich durch die Addition aller Teilvolumina. S7 wurde aufgrund des niedrigen Wertes bei der Kraftmessung nicht berücksichtigt.

Der Hauptvolumenanteil beim M. soleus verteilt sich in dem mittleren Bereich und nimmt jeweils proximal und distal ab (Abb. 91). Diese Verteilung konzentriert sich nochmals bei einer Kontraktion des Muskels und führt somit zu einer Verdickung des Muskels (Abb. 92). Diese Verdickung ist dabei symmetrisch und spiegelt die innere Architektur wieder.

### 3 Ergebnisse

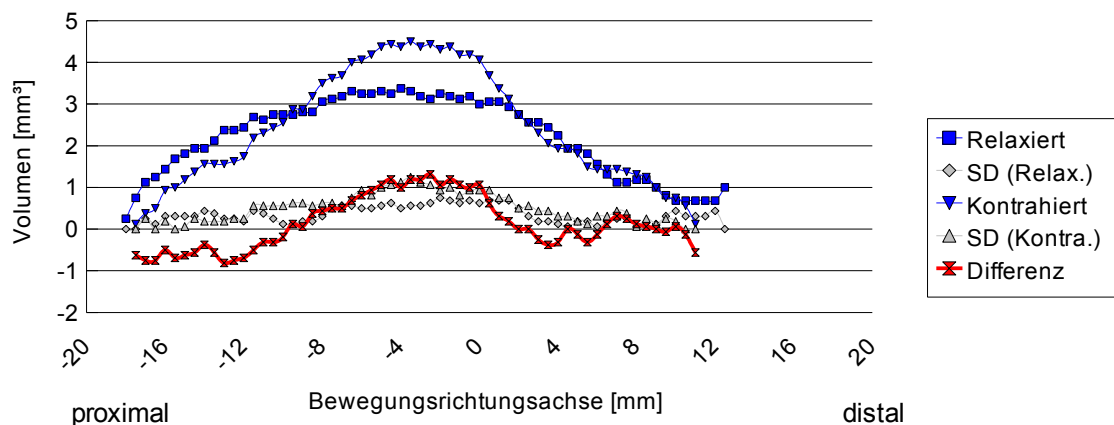


Abbildung 93: Die Volumenmittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln des *M. soleus* und ihre Standardabweichung (SD). Sowie die Differenz der Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln.

Es kommt zu einer symmetrischen Verschiebung der Muskelanteile bei der Kontraktion (Abb. 93). Dabei wird das Muskelvolumen vom proximalen und distalen Bereich in die Mitte verschoben. Die scheinbare Diskrepanz des negativen und positiven Differenzvolumens lässt sich über die Standardabweichung erklären und ein direkter Vergleich der Vergleichsmuskeln untereinander zeigt die Volumenkonstanz (Tab. 8). Eine Ausnahme bildet der relaxierte Muskel des Versuchstieres 8 (8L-S8), bei dem Fehler bei der Schnittserie auftraten und Schnitte verworfen wurden.

Tabelle 8: Die drei Vergleichsvolumen mit ihren Mittelwerten und Standardabweichungen in  $\text{mm}^3$ .

Versuchstier	7	8	10	Mittelwert	SD
<b>Relaxiert</b>	155,25	181,13	116,25	<u>150,88</u>	<u>32,66</u>
<b>Kontrahiert</b>	168,75	219,13	111,88	<u>166,59</u>	<u>53,66</u>
<b>Mittelwert</b>	<u>162</u>	<u>200,13</u>	<u>114,07</u>		
<b>SD</b>	<u>9,55</u>	<u>26,87</u>	<u>3,09</u>		

### 3 Ergebnisse

#### b) Der M. gastrocnemius medialis

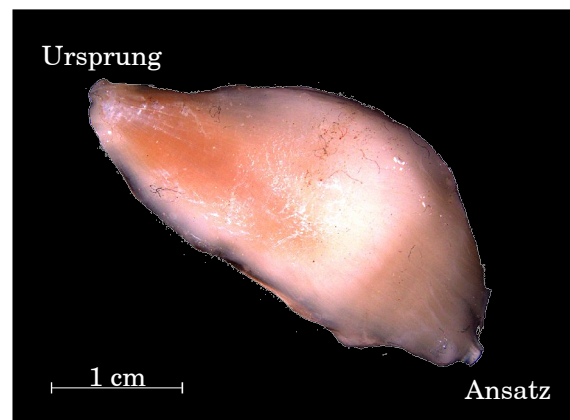


Abbildung 94: Der M. gastrocnemius medialis in der medialen Ansicht. Eine deutliche Asymmetrie in der Volumenverteilung ist zu erkennen.

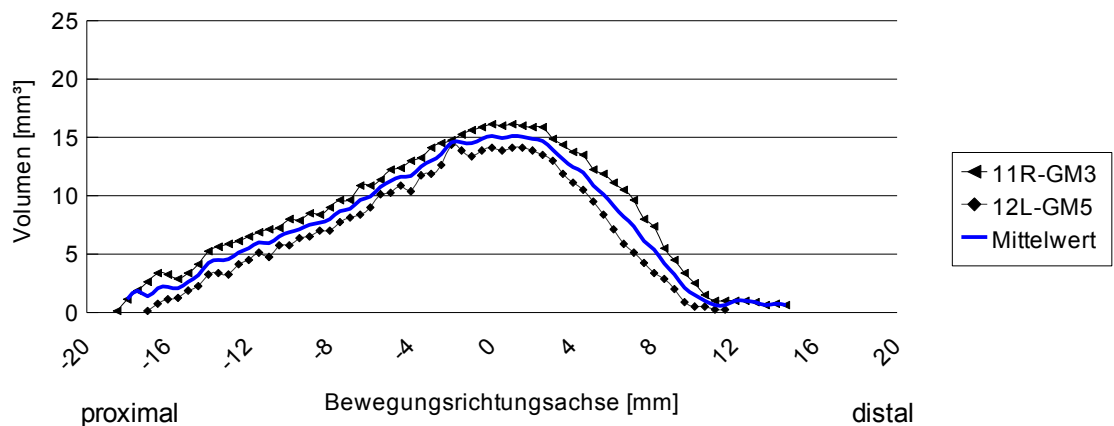


Abbildung 95: Die Darstellung des Volumens der relaxierten Muskeln (GM3, GM5) des M. gastrocnemius medialis. Das Gesamtvolumen eines Muskels errechnet sich durch die Addition aller Teilvolumina.

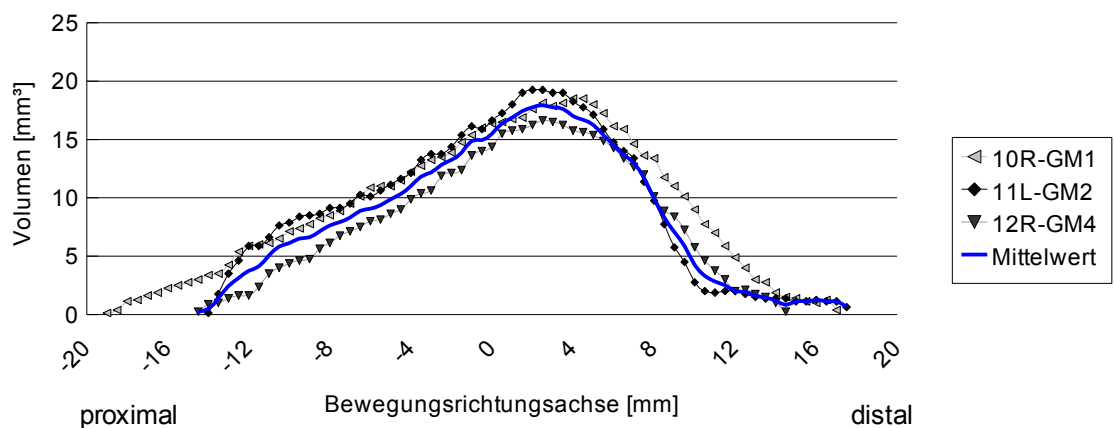


Abbildung 96: Die Darstellung des Volumens der kontrahierten Muskeln (GM1, GM2, GM4) des M. gastrocnemius medialis. Das Gesamtvolumen eines Muskels errechnet sich durch die Addition aller Teilvolumina. Bei GM1 handelte es sich um ein männliches Tier und wurde aufgrund des Geschlechtsdimorphismuses nicht für die Auswertung herangezogen.

### 3 Ergebnisse

Der M. gastrocnemius medialis zeichnet sich durch eine Verschiebung des Volumens hin zum distalen Bereich aus, dabei fällt das Volumen jedoch zur Achillessehne steil ab. Für den relaxierten und kontrahierten Zustand sind die Unterschiede zwischen den Volumen der Vergleichsmuskeln gering (Abb. 95 & 94).

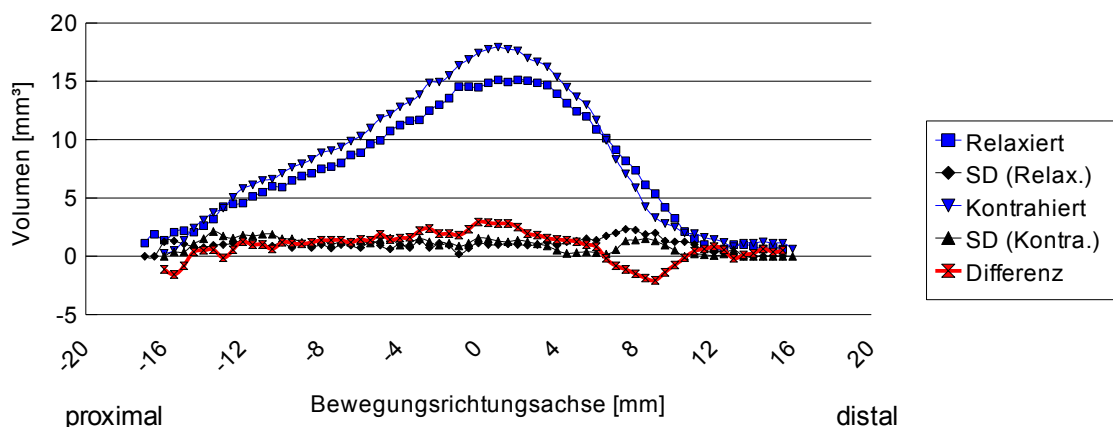


Abbildung 97: Die Volumenmittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln des M. gastrocnemius medialis und ihre Standardabweichung (SD). Sowie die Differenz der Mittelwerte der relaxierten und kontrahierten Muskeln.

Es kommt zu einer asymmetrischen Verschiebung der Volumenanteile des Muskels (Abb. 90). Dabei wird zwar, wie auch bei den symmetrischen Muskeln (M. soleus) Muskelgewebe in den mittleren Bereich verschoben, jedoch ist im proximalen Bereich auch eine Zunahme des Muskelvolumens zu messen. Dies bedeutet, dass sich das Volumen teilweise von distal nach proximal verschiebt. Auch hier lässt sich die scheinbare Diskrepanz des negativen und positiven Differenzvolumens über die Standardabweichung erklären (Tab. 9). Eine Ausnahme bildet der relaxierte Muskel des Versuchstieres 12 (12L-GM5), bei dem Fehler bei der Schnittserie auftraten und Schnitte verworfen wurden.



### 3 Ergebnisse

*Tabelle 9: Die zwei Vergleichsvolumen mit ihren Mittelwerten und Standardabweichungen in mm<sup>3</sup>.*

Versuchstier	11	12	Mittelwert	SD
Relaxiert	556	421,75	<u>488,88</u>	<u>94,93</u>
Kontrahiert	587,5	493,5	<u>540,5</u>	<u>66,47</u>
Mittelwert	<u>571,75</u>	<u>457,63</u>		
SD	<u>22,27</u>	<u>50,73</u>		

### 3.7 Die Kraftmessung

Die Messung der Kraft wurde indirekt über einen Biegebalken vorgenommen (siehe Kapitel 2.2).

#### a) Der M. soleus

Für den M. soleus wurde bei fünf Experimenten die Kraft des jeweils kontrahierten Muskels gemessen. Mit Ausnahme des Experiments 8R-S7, bei dem der gemessene Kraftwert von der linearen und quadratische Approximation abweicht, ergab sich somit eine Abhängigkeit der Muskelkraft zur Körpermasse (Abb. 98).

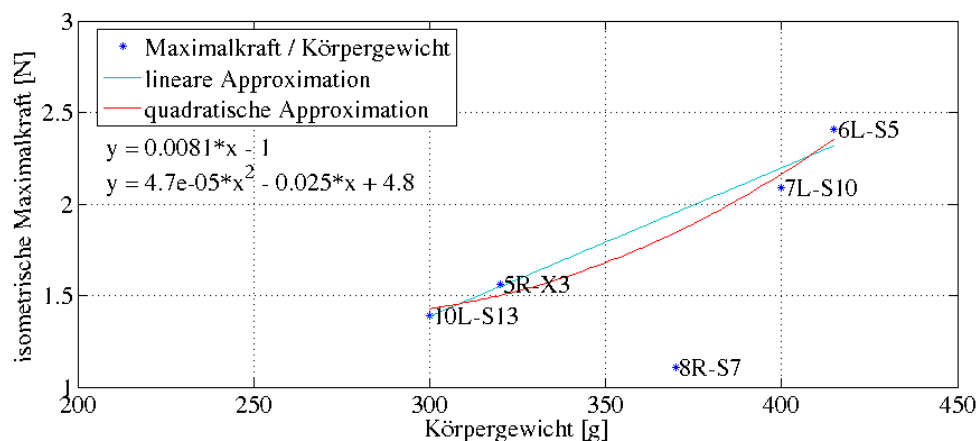


Abbildung 98: Die isometrische Maximalkraft in Abhängigkeit zum Körpergewicht für den M. soleus. Der Muskel S7 wurde für die lineare und quadratische Funktion nicht mit berechnet.

Der fehlerhafte Messwert bei dem Muskel S7 ist vermutlich auf die falsche Einspannung zurückzuführen. Eine maximale Muskelkraft wurde bei der Länge  $L_0$  erreicht. Sie wird normalerweise durch ein vorheriges Experiment, bei dem der Muskel in verschiedenen Dehnungszuständen eingespannt wird, ermittelt. Dies war jedoch durch das Setup und die physiologische Beanspruchung vor dem eigentlichen Experiment nicht möglich, sodass der Muskel S7 vermutlich zu stark gedehnt eingespannt wurde.

### 3 Ergebnisse

*Tabelle 10: Die fünf Vergleichskräfte und maximalen isometrischen Spannungen, sowie ihre Mittelwerte und Standardabweichungen ohne 8R-S7. Der in der Literatur angegebene Spannungsbereich für Beinmuskeln bei Ratten liegt bei 0,29-0,33 N/mm<sup>2</sup> (Wells, 1965).*

Muskel	5R-X3	6L-S5	7L-S10	8R-S7	10L-S13	Mittelwert	SD
Kraft [N]	1,56	2,41	2,09	1,11	1,39	<u>1,86</u>	<u>0,47</u>
Spannung [N/mm <sup>2</sup> ]	0,19	0,22	0,22	0,09	0,22	<u>0,21</u>	<u>0,02</u>

#### b) Der M. gastrocnemius medialis

Für den M. gastrocnemius medialis wurde bei zwei Experimenten die Kraft des jeweils kontrahierten Muskels gemessen. Eine höhere Stichprobenzahl war durch den vergleichsweise hohen Aufwand hinsichtlich der Histologie nicht möglich. Durch das größere Volumen des M. gastrocnemius medialis ergab sich dabei eine Verdoppelung der Schnittbilder. Somit entsprachen die fünf Gastrocnemiusmuskeln dem Arbeitsaufwand von etwa zehn untersuchten Soleusmuskeln.

Probleme, die bei der Kontraktion aufgetreten sind, waren das schlechte Einspannen der proximalen Sehne in die Zange und des damit verbundene Verletzten des Muskelgewebes. Die Sehne war verhältnismäßig kurz und schlecht greifbar. Um eine isometrische Messung vornehmen zu können, wurde somit auch ein Teil der Muskelfaszikel mit eingespannt. Dies konnte jedoch im weiteren Verlauf zu einer Verringerung der gemessenen Kraft führen, da nicht alle Muskelfasern für die Kontraktion zur Verfügung standen. Die gemessenen Kraftwerte lagen für den M. gastrocnemius medialis unter den erwarteten Werten (Abb. 99).

### 3 Ergebnisse

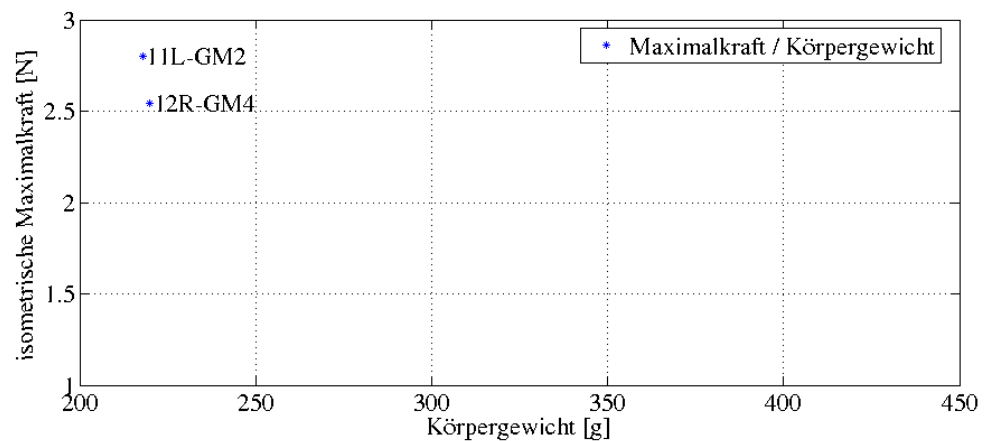


Abbildung 99: Die isometrische Maximalkraft in Abhängigkeit von dem Körpergewicht für den *M. gastrocnemius medialis*.

Durch die geringe Anzahl an Experimenten, die durch den hohen Aufwand begrenzt waren, ist eine Körpergewicht-Muskelkraft-Relation nicht möglich. Jedoch haben beide Kraftmessungen eine prozentuale Standardabweichung von 6,89 % (dies entspricht 0,18 N der mittleren Kraft). Bei dem Vergleich mit der prozentualen Standardabweichung für das Muskelvolumen (11,54 %), zeigt diese eine größere Standardabweichung, sodass von einer vergleichbaren Versuchssituation ausgegangen werden kann.

Tabelle 11: Die zwei Vergleichskräfte und maximalen isometrischen Spannungen, sowie ihre Mittelwerte und Standardabweichungen. Der in der Literatur angegebene Spannungsbereich für Beinmuskeln bei Ratten liegt bei 0,29-0,33 N/mm<sup>2</sup> (Wells, 1965).

Muskel	11L-GM2	12R-GM4	Mittelwert	SD
Kraft [N]	2,8	2,54	<u>2,67</u>	<u>0,18</u>
Spannung [N/mm <sup>2</sup> ]	0,07	0,07	<u>0,07</u>	<u>0</u>

### 3.8 Die Architekturveränderungen durch den Einfluss der Gravitation

Durch die Änderung des Setups wurde der Frage nachgegangen, inwieweit sich die Gravitation auf die Art der Einspannung auswirkt und dadurch Architekturveränderungen zu erwarten sind. Zur Untersuchung des Einflusses der Gravitation auf die Architektur wurde an dem M. soleus (S11) eine veränderte Experimentieranordnung vorgegeben. Dabei hing der Muskel von distal nach proximal nach unten und war in die Haltevorrichtung eingespannt. In der ursprünglichen Anordnung war der Muskel waagrecht zum Gravitationsfeld eingespannt.

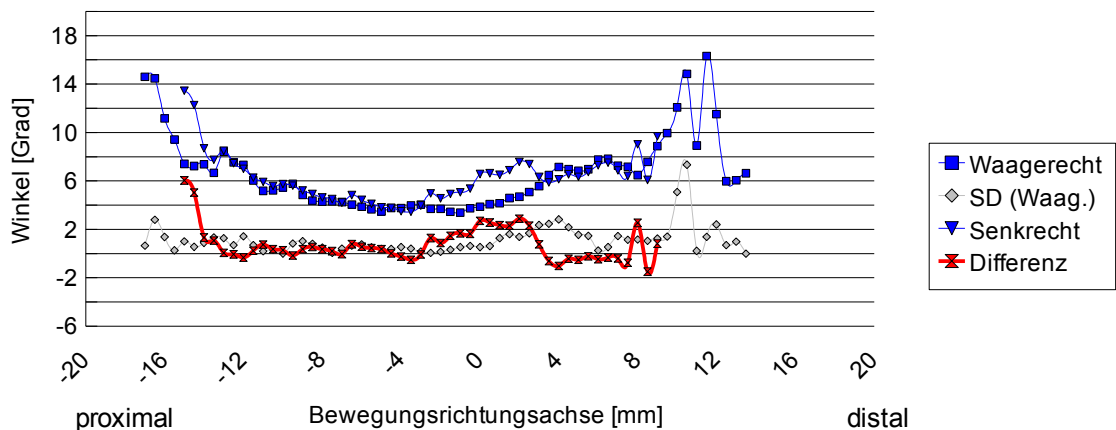


Abbildung 100: Der Mittelwert des Fiederungswinkels der relaxierten Muskeln S9 und S14 des M. soleus und der relaxierte Muskel S11 unter veränderten Einfluss der Gravitation. Die Muskeln S9 und S14 standen waagrecht und der Muskel S11 stand senkrecht zum Gravitationsfeld.

Deutlich ist eine Architekturveränderung im mittleren Bereich zu erkennen, dies zeigt sich durch einen erhöhten Fiederungswinkel (Abb. 100). Dabei werden die Faszikel durch den Muskelbauch in diesem Bereich zusammengeschoben.

### 3 Ergebnisse

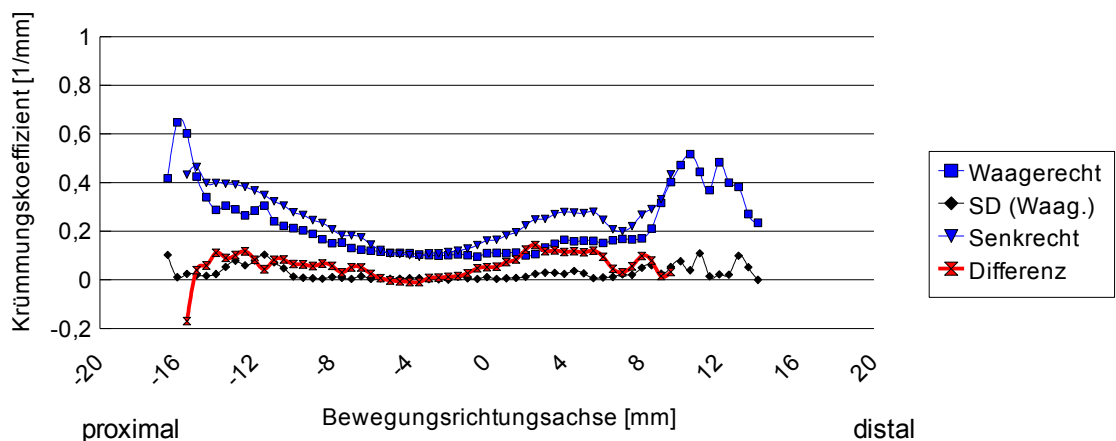


Abbildung 101: Der Mittelwert der Krümmung der relaxierten Muskeln S9 und S14 des M. soleus und der relaxierte Muskel S11 unter veränderten Einfluss der Gravitation. Die Muskeln S9 und S14 standen waagerecht und der Muskel S11 stand senkrecht zum Gravitationsfeld.

Auch die Krümmungskoeffizienten zeigen deutliche Unterschiede im proximalen und distalen Bereich zur relaxierten Vergleichskurve (Abb. 101). Es zeigt sich hier eine Erhöhung der Krümmungskoeffizienten. Dies lässt sich durch die Zugkräfte und Stauchungen des Muskels erklären, bei dem die Faszikel- und Sehnenanteile ihre ursprüngliche Form verlassen.

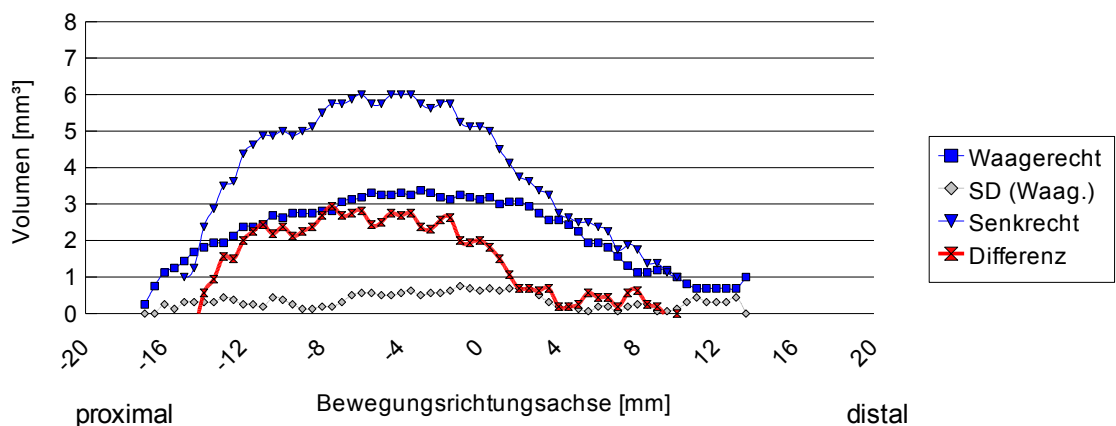


Abbildung 102: Der Mittelwert der Volumenscheiben der relaxierten Muskeln S9 und S14 des M. soleus und der relaxierte Muskel S11 unter veränderten Einfluss der Gravitation. Die Muskeln S9 und S14 standen waagerecht und der Muskel S11 stand senkrecht zum Gravitationsfeld.

Es ist eine deutliche Verschiebung der Volumenanteile von S11 nach proximal zu erkennen (Abb. 102). Beide Volumen sind jedoch nicht direkt miteinander vergleichbar, da das Gesamtvolumen jeweils nicht gleich ist.

### 4 Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurde den Fragen nachgegangen, inwieweit die innere Architektur der Muskeln für die Kraftentwicklung entscheidend ist, ob sie eine konstante oder dynamische Komponente darstellt sowie welche architektonischen Besonderheiten für die Modellbildung beachtet werden müssen.

In dieser Arbeit konnten erstmals genaue architektonische Veränderungen zwischen zwei unterschiedlichen Kontraktionszuständen (relaxiert und kontrahiert) aufgezeigt werden. Die Veränderungen wurden dabei mit neuen Methoden (dem Schockgefrieren und der hochauflösenden Rekonstruktion) sichtbar gemacht und boten so eine neue Einsicht in das System „Muskel“. Es konnte der Muskel im kontrahierten Zustand festgehalten und zusätzlich in seiner Gesamtheit untersucht und mit seinem relaxierten Zustand verglichen werden.

#### 4.1 Die Fehlerbetrachtung

Die Validität der Daten ist bezüglich des M. soleus besser gewährleistet als beim M. gastrocnemius medialis. Dies liegt vornehmlich an der größeren Anzahl an Versuchsmuskeln des M. soleus sowie am schnelleren Gefriervorgang durch das geringere Volumen. Jedoch zeigen gerade die Ergebnisse der Untersuchungen zu den Muskelgeometrien, dass mögliche Unterschiede durch die große Anzahl verschiedener Methoden (Stimulation, Gefriervorgang, Histologie und Rekonstruktion) nicht auftraten (mit Ausnahme der Muskeln 4R-S2 & 8L-S8).

Ein Messfehler, den es zu erörtern gilt, ist die zu niedrige Kontraktionskraft beim M. soleus und M. gastrocnemius medialis. Hier liegen die normierten Spannungen unter den in der Literatur angegebenen Werten (Wells, 1965), wobei die Werte für den M. soleus weniger abweichen als die des M. gastrocnemius medialis. Mögliche Fehler sind dabei die Art der Einspannung, die unterschiedliche Fasertypenzusammensetzung und die Art der Stimulation. Jedoch schwanken auch in der Literatur die Angaben der

## 4 Diskussion

normierten Spannungen je nach verwendeter Methode für die Bestimmung der Parameter. Heslinga und Huijing (1990) haben für den *M. gastrocnemius medialis* Werte von 0,23-0,25 N/mm<sup>2</sup> und Woittiez et al. (1986) Werte um 0,065 N/mm<sup>2</sup> gemessen.

Eine größere Zahl an Versuchsdurchführungen für die Vergleichbarkeit der Ergebnisse war aufgrund des Arbeitsaufwandes nicht realisierbar. Dies lag maßgeblich an dem Anfertigen von Schnittserien und deren Weiterverarbeitung. Für weitere Untersuchungen empfiehlt es sich deshalb, auf Micro-MRT-Untersuchungen zurückzugreifen.

### 4.2 Die Architektur und ihre Änderung bei der Kontraktion

#### a) Die Sehnenplatten

Durch die Eigenschaft der Kraftübertragung und -speicherung stellen Sehnen oder Sehnenplatten eine wichtige Komponente für die Kraftweiterleitung dar. Je nach Lage und Anordnung der Sehnen und Aponeurosen ändert sich die Krafrichtung, die auf den Knochen einwirkt.

In vielen Modelluntersuchungen wurde zur Vereinfachung des Modells mit einer ebenen oder gleichförmig gekrümmten Aponeurose gerechnet (Gans & Bock, 1965; Otten, 1988; Zajac, 1989). Jedoch trifft dies nur auf einfache Muskeln im relaxierten Zustand zu. Gerade im kontrahierten Zustand, wenn die Kraft übertragen wird, zeigt die Sehnenplatte starke Deformationen. Diese Änderungen konnten in dieser Arbeit für den *M. soleus* und den *M. gastrocnemius medialis* nachgewiesen werden (Kapitel 3.4). Es sind dabei positive und negative Krümmungen messbar, wie sie unter anderem auch von van Leeuwen und Spoor (1993) belegt wurden. Für den *M. soleus* liegen die Deformationen der Aponeurose durch die Kontraktion in der Nähe der Ursprungs- und Ansatzstellen. Die Änderungen sind weniger stark als beim *M. gastrocnemius medialis*. Sie sind zusätzlich symmetrisch und am Übergang der äußersten Ansatzstellen der Muskelfaszikel zur Sehne lokalisiert. Für den *M. gastrocnemius medialis* liegen die Geometrieänderungen der Aponeurosen hauptsächlich im proximalen Bereich. Diese Deformationen



## 4 Diskussion

werden durch den asymmetrischen Aufbau des M. gastrocnemius medialis verursacht und sind auf die inhomogene Verteilung der Fasertypen zurückzuführen.

Wie man an den Kontraktionsergebnissen des M. gastrocnemius medialis sieht, ist die Veränderung der Fiederungswinkel (Kapitel 3.5.d) und Volumenanteile (Kapitel 3.6.b) nicht homogen. Somit kann die nicht homogene Verteilung der Fasertypen und die damit verbundene ungleichmäßige Kontraktion der einzelnen Fasertypen ein Grund für dieses Ergebnis sein. Dies würde die unvollständige Kontraktion des Muskels erklären, die mit 21-24 % unter der zu erwartenden Maximalkraft lag (Kapitel 3.7.b). Außerdem war dabei eine asymmetrische Kontraktion des Muskels durch die asymmetrische Fasertypverteilung zu erwarten, wie es in den Experimenten nachgewiesen wurde (Kapitel 3.6.b).

### **b) Der Fiederungswinkel**

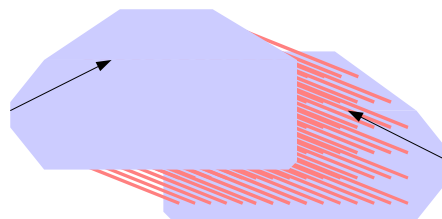
Bekanntermaßen ist die räumliche Ausrichtung der Faszikel nicht gleichmäßig und ihre Form kann je nach Lage abweichen. Für die Berechnung der Kraft am Anfang der Sehnen ist der innere Aufbau entscheidend. Je nach unterschiedlich räumlicher Ausrichtung der Faszikel kommt es in einem Muskel durch die Addition der Teilkraftvektoren zu einer unterschiedlich resultierenden Gesamtkraft (Gans & Bock, 1965). Diese räumliche Lage der Faszikel ist außerdem nicht starr, da sich die Winkel während der Kontraktion verändern (Zuurbier & Huijing, 1993; Savelberg et al., 2001). Zusätzlich zu beachten ist die seitliche Verschiebung der Faszikel, die durch die Kontraktion entsteht (van Donkelaar et al., 1999b). Dabei ändern die Faszikel ihre Bewegungsrichtung und ihre räumliche Lage (Savelberg et al., 2001).

Für den Fiederungswinkel ist die Art der Messung von entscheidender Bedeutung. Deshalb eignet sich für eine vergleichende Messung von Fiederungswinkeln zwischen relaxiertem und kontrahiertem Zustand nur ein Bezugssystem, was dem der Kraftübertragung auf die verbindenden Elemente entspricht. Dies sind die Ursprungs- und Ansatzstellen der Muskeln am Knochen (im Folgenden als Bewegungsrichtungsachse bezeichnet). Wie

#### 4 Diskussion

außerdem gezeigt wurde, ist eine Messung des Fiederungswinkels an der Bewegungsrichtungsachse der Messung an der Sehnenplatte vorzuziehen, da ihre Form und Lage sich während der Kontraktion ändert. Die Bewegungsrichtungsachse stellt dadurch im Gegensatz zur Sehnenplatte ein sich nicht änderndes Bezugssystem dar. Dies gilt jedoch nur für annähernd punktförmige Ansatz- und Ursprungsstellen. Bei gefiederten Ansatzstellen würde dies für die aufgespannte Ebene als Bezugssystem entsprechen.

Das Bezugssystem ist aber nicht der resultierenden Krafrichtung des Muskels gleichzusetzen, da die Krafrichtung durch die innere Architektur bestimmt wird. Dies wird am Beispiel eines asymmetrischen Muskels deutlich, der in seinem unteren Anteil weniger Muskelgewebe als im oberen Anteil besitzt (Abb. 103). Bei einer vollständigen Kontraktion aller Anteile, wäre die obere Seite stärker und würde die Muskelsehne, aufgrund der Addition der einzelnen Kraftvektoren (Fiederungswinkel), nach oben ziehen. Das heißt, durch die räumlich unterschiedlich kontrahierenden Bereiche ist von einer Abweichung der resultierenden Kraft zur Krafrichtung zwischen Ansatz und Ursprung auszugehen, wie dies unter anderem beim *M. gastrocnemius lateralis*, *M. palantaris*, *M. sartorius*, *M. masseter* und *M. temporalis* nachgewiesen wurde (English & Letbetter, 1982; Hoffer et al., 1987; Blanksma et al., 1992; Gans & Gaunt, 1991; van Eijden et al., 1996, 1997).



*Abbildung 103: Die Darstellung der Kraftvektoren (Pfeile) bei einem asymmetrischen Muskel bei maximaler Kontraktion. Dargestellt sind die Aponeurosen (blau), die Faszikeln (rot) und die Kraftvektoren (schwarz) an den Ansatz- und Ursprungsstellen.*

In einem Muskel sind zudem nie vollständige Kontraktionen aller Anteile zu erwarten (Chanaud & Macpherson, 1991; Chanaud et al., 1991a; Chanaud et al., 1991b; Pratt et al., 1991a; Pratt & Loeb, 1991b; Scholle et al., 2001; Schumann et al., 2002), sodass immer von einer abweichenden, resultierenden Kraft zur Ursprungs- und Ansatzrichtung auszugehen ist. Diese Aussage stimmt

## 4 Diskussion

jedoch nur für kurze Sehnen, da die Kraft bei langen Sehnen über Gelenke (z. B. beim *M. flexor digitorum superficialis*), durch Sehnenscheiden (beim *M. flexor hallucis longus*) oder Bandrollen (beim *M. obliquus superior*) umgelenkt werden kann. Weitere Hilfseinrichtungen sind Sesambeine und Schleimbeutel, die Zug- und Druckkräfte verteilen. Die bei langen Sehnen auftretende Rotation des Muskels kann jedoch durch Knochen, Faszien oder andere Muskeln aufgehalten werden (Gans, 1982) und wirkt somit als seitliche Kraft.

Dies ermöglicht es im Folgenden dem Muskel, je nach Ansteuerung der motorischen Einheiten oder neuronalen Kompartimente unterschiedliche Krafrichtungen einzustellen und somit im muskuloskeletalen Zusammenspiel die Gesamtkrafrichtung mit zu bestimmen (Blanksma et al., 1992; Wakeling et al., 2006). Jenes sollte insbesondere bei der ungerichteten Bewegung eine wichtige Rolle spielen, da hier je nach Körperschwerpunkt und Substratbeschaffenheit unterschiedliche Kräfte in unterschiedliche Richtungen wirken müssen. Aber auch bei der gerichteten Fortbewegung auf unebenem Substrat kann diese Feinjustierung zum Ausgleich von Scherkräften wirksam werden. Im Gegensatz dazu würde bei einer symmetrischen Kontraktion (z. B. beim *M. soleus*) die Krafrichtung auf der Ansatz-Ursprungsachse liegen.

### **c) Die Faszikelkrümmung**

In dieser Arbeit wurde ferner die Auswirkung einer Kontraktion auf die Krümmung der Faszikel untersucht. Sie stellt eine weitere Komponente dar, mit deren Hilfe sich der generelle Aufbau eines Faszikels ausdrücken lässt. Die Faszikelkrümmung steht im engen Zusammenhang mit der Änderung des Fiederungswinkels. Sie stellt den räumlichen Verlauf des Faszikels, unabhängig von der Stellung zur inserierenden Sehne, dar. Dieser räumliche Verlauf ist insoweit wichtig, da er nicht linear ist (Woittiez et al., 1984; Otten, 1988; van Leeuwen & Spoor, 1992, 1993, 1996; Muramatsu et al., 2002; Blemker et al., 2005). Mit der Krümmung lässt sich zudem abschätzen, wie stark Faszikel von einer Geraden abweichen.

## 4 Diskussion

In dieser Arbeit wurde erstmals die genaue räumliche Verteilung der Faszikelkrümmungen bestimmt. Für den M. soleus zeigte sich hinsichtlich der Krümmungskoeffizienten nur eine Erhöhung im distalen Bereich. Zusätzlich ist die Krümmung der Faszikel nicht nur auf der Sagittalebene begrenzt, sondern ist gerade im distalen und proximalen Bereich der Frontalebene des M. soleus nachweisbar (Abb. 104).

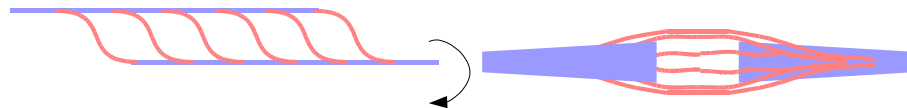


Abbildung 104: Die schematische Zeichnung der Sagittal- (links) und Frontalebene (rechts) im M. soleus.

Hier zeigt die Krümmung die Verjüngung des Muskels zu den Ursprungs- und Ansatzstellen an. Diese Verjüngung ist auf die vergleichsweise kleinen Ansatzstellen am Knochen im Verhältnis zum Muskelquerschnitt zurückzuführen. Im Gegensatz dazu ist beim M. gastrocnemius medialis ein konstanter Krümmungskoeffizient messbar. Nur nach distal fällt der Krümmungskoeffizient ab, was sich durch die Achillessehne erklären lässt, deren sehnige Fasern kaum Krümmungen aufweisen.

### 4.3 Die Auswirkung der Messanordnung auf die Ergebnisse

Für die Untersuchung des Einflusses der Messanordnung wurde ein zusätzlicher Muskel orthogonal zu den Versuchsmuskeln und damit in Richtung der Gravitationskraft eingespannt. Alle Muskeln wurden dabei nach dem gleichen Prinzip in der Haltevorrichtung fixiert. Die Haltevorrichtung wurde senkrecht ausgerichtet und der Muskel distal eingespannt, sodass er zwischen den beiden Zangen hing. In einem zweiten Schritt wurde der proximale Anteil eingespannt. Für die waagerechte Messung der Versuchsmuskeln wurde die Haltevorrichtung um 90° gedreht.

Eine Erklärung für die große Änderung des Fiederungswinkels, der Krümmung und der Volumenanteile in der senkrechten Anordnung ist die Art der Einspannung (Kapitel 3.8). In der waagerechten Position war der Muskel an

#### 4 Diskussion

beiden Seiten eingespannt. Somit teilten sich die wirkenden Zug- und Gewichtskräfte gleichmäßig auf beide Seiten auf (Abb. 105).

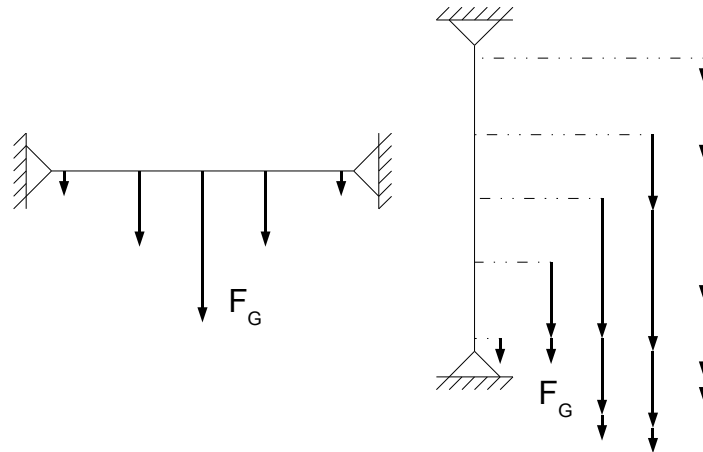


Abbildung 105: Die Darstellung der waagerechten (links) und senkrechten (rechts) Einspannung der Muskeln im Vergleich mit ihren Teilgewichtskräften.

Wie in Abbildung 105 ersichtlich, führte die senkrechte Anordnung zu einer ungleichmäßigen Verteilung der Zug- und Gewichtskräfte. Dies erklärt unter anderem, dass die Krümmungskoeffizienten im proximalen und distalen Bereich zunehmen, da hier die größten Veränderungen auftreten und die Faszikel ihre Form verändern. Durch das Zusammenschieben des Muskels hin zum proximalen Bereich verändern die Faszikel ihre räumliche Lage, was in einem erhöhten Fiederungswinkel im mittleren Bereich resultiert (Kapitel 3.8).

Auch während der Kontraktion kommt es zu einer Verschiebung der Muskelanteile und zu unterschiedlichen Masseschwerpunkten. Dies hat insbesondere eine Auswirkung auf benachbarte Muskeln, da diese angehoben oder verschoben werden können (Huijing & Baan, 2001; Maas et al., 2001; Brainerd & Azizi, 2005). Dieses Vorbeigleiten ist notwendig, da das Volumen bei einer Kontraktion annähernd gleich bleibt, aber eine Ausgleichsbewegung stattfinden muss (Lemos, 2001; Blemker & Delp, 2005). Angemerkt sei aber, dass das Volumen durch das Hinausdrängen von Flüssigkeit und durch intramuskuläre Drücke schwanken kann (Hill, 1948; Abbott & Baskin, 1962; Baskin & Paolini, 1966; Otten, 1988; Goto et al., 2002). Gerade beim *M. gastrocnemius medialis*, der sich durch große Volumenverschiebungen auszeichnet, ist die Art der Verschiebung von Bedeutung. Dabei wird nicht nur

## 4 Diskussion

benachbartes Muskelgewebe verschoben, sondern der Muskel ändert auch seinen Schwerpunkt, was Auswirkungen auf den Gesamtschwerpunkt der Extremität hat. Dieser Schwerpunkt ist für die mögliche Art der Bewegung entscheidend. Distale Schwerpunkte verursachen größere Hebelkräfte, die von den Muskeln in der kinetischen Kette kompensiert werden müssen. Somit kann die Summe der Schwerpunkte vieler Muskeln einen Einfluss auf die Arbeit haben (z. B. zum Anheben des Hinterbeins, bei dem distale Massen über einen längeren Weg oder größeren Winkel bewegt werden müssen) (Myers & Steudel, 1985; Steudel, 1990a, 1990b).

### 4.4 Die Schlussfolgerungen

Für die Aponeurosen wurde die Nullhypothese für die zwei untersuchten Muskeln im kontrahierten Zustand widerlegt, da sie nur im relaxierten Zustand planar sind. Durch die Lage- und Formänderung der Sehnenplatte während der Kontraktion (siehe Kapitel 3.4), ist ein Bezugssystem basierend auf den Sehnenplatten unmöglich. Je nachdem, in welchem Bereich Messungen des Fiederungswinkels durchgeführt werden, ändert sich das Bezugssystem „Sehnenplatte“ für die Fiederungswinkelmessung während der Kontraktion. Damit ergibt sich die Schwierigkeit der Vergleichbarkeit der Daten, sofern man die Winkelstellung an der Sehnenplatte untersuchen möchte. Durch die nichtplanaren Eigenschaften der Sehnenplatten während der Kontraktion, ändert sich beispielsweise bei einer Ultraschallmessung die Richtung der Durchstrahlung, da der Ultraschallkopf direkt auf das entsprechende zu durchstrahlende Medium gesetzt werden muss. Um jetzt die entsprechenden Faszikel in dem Muskel wiederzufinden, muss ihre Lageänderung während der Kontraktion verfolgt werden. Somit ist grundsätzlich zu hinterfragen, inwieweit Ultraschalluntersuchungen mit ihrer ungenauen Positionierung, den Anforderungen an Genauigkeit und Vergleichbarkeit gerecht werden können (Woittiez, 1984; Kawakami et al, 1998; Ito et al., 1998; Maganaris et al., 1998, 2002; Muramatsu et al., 2002; Kurokawa et al., 2003; Lichtwark et al., 2007). Wie für die Messung der Fiederungswinkel an den Aponeurosen muss sich die Messung für die Bestimmung der Fiederungswinkel auf den ganzen Muskel

#### 4 Diskussion

beziehen. Teilmessungen können zu einem verzerrten Bild der Architektur führen, da in einem Muskel lokale Bereiche mit großen Winkeländerungen (0-10° im M. soleus und 5-25° im M. gastrocnemius medialis) auftreten können (Kapitel 3.5.d). Diese lokalen Bereiche können gerade im Hinblick auf die unterschiedliche Ansteuerung einzelner Bereiche von Bedeutung sein, da sie weitere Motorfunktionen darstellen können (Scholle et al., 2001). Die hier untersuchten Muskeln zeigen ein Kontinuum von Fiederungswinkeln (Otten, 1988; Scott & Winter, 1991) und widerlegen somit die Nullhypothese.

Dies hat Auswirkungen auf mathematische Beschreibungen, die die Muskelarchitekturparameter zu stark verallgemeinern. Dazu zählt die physiologische Querschnittsfläche und das Hill-Modell. Mit der physiologischen Querschnittsfläche (PQF), die proportional zu der maximalen Kontraktionskraft ist, lässt sich die maximal von dem Muskel generierte Kraft angeben (Formel 31), aber nur wenn die PQF die Summe aller Querschnittsflächen der Muskelfasern in einem Muskel repräsentiert (Lieber & Friden, 2000). Je kleiner dabei der Fiederungswinkel wird, umso mehr nimmt die resultierende Kraft zu (Benninghoff & Rollhäuser, 1952).

$$F = k * PQF_{\text{gefiederter Muskel}} = k * PQF_{\text{paralleler Muskel}} * \cos \alpha = \frac{k * m}{\rho_m * l_f} * \cos \alpha \quad (31)$$

Für die Berechnung der Maximalkraft (Formel 31) wurden zwei Annahmen gemacht, die in einem Muskel nicht anzutreffen sind. Zum einen ist in einem Muskel der Fiederungswinkel nicht durch einen Parameter bestimmt, sondern er besteht aus einem Kontinuum von Fiederungswinkeln, die räumlich verteilt sind. Gerade an den Übergängen zu den Sehnen oder Sehnenplatten treten große Winkeländerungen auf (Gans & Vree, 1987). Deshalb ist es nicht möglich, aus einer Fiederungswinkelmessung auf die physiologische Querschnittsfläche zu schließen. Unter dem Aspekt der Verteilung von mehreren Fiederungswinkeln ist es zudem schwierig, mit einfachen Mitteln die physiologische Querschnittsfläche zu berechnen, da keine Ebene durch den Muskel gelegt werden kann, auf der alle Muskelfasern orthogonal angeordnet sind. Zum anderen wird dieses Problem durch die Änderung des

## 4 Diskussion

Fiederungswinkels erschwert, da sich der Muskel im kontrahierten Zustand mit einer anderen physiologischen Querschnittsfläche präsentiert.

Nach dem Hill-Modell (Abb. 106) werden die drei wichtigsten Komponenten, die den Muskelaufbau bestimmen, unterschieden (Delp & Loan, 1995; Meijer et al., 1998; Sandercock & Heckman, 1997; Brown, 1999b; Ettema & Meijer, 2000). Die serienelastische Komponente beschreibt die Sehnenanteile, die parallelelastische die innere Muskelspannung und die kontraktile die Muskelfasern. Zusätzlich geht, wie bei der physiologischen Querschnittsfläche, der Fiederungswinkel als Kosinus in die Berechnungen ein.

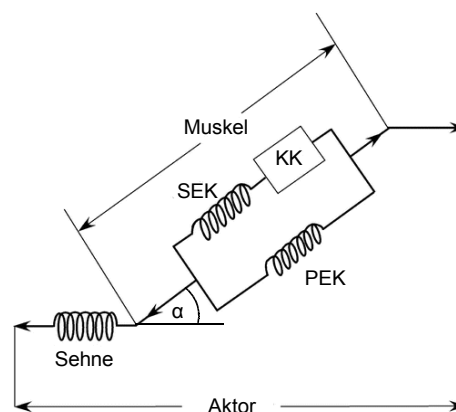


Abbildung 106: Das Hill-Modell mit den drei Einzelkomponenten aus Pandy (2001). (SEK - serienelastische, PEK - parallelelastische und KK - kontraktile Komponente)

Somit beeinflusst auch bei diesem Modell nur ein architektonischer Faktor die Berechnung der Kraft. Dies ist für eine genaue Beschreibung eines Muskels nicht ausreichend und die Vereinfachung ist nicht für die einzelnen Muskeln oder Muskelgruppen anwendbar. In dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass im Mittel Fiederungswinkel von 4-8° im relaxierten und 6-11° im kontrahierten Zustand beim M. soleus zu finden sind (Kapitel 3.5.c). Das spiegelt dabei nur die mittleren Werte entlang der Bewegungsrichtungswachse wider und es sind lokal größere Änderungen messbar. Gerade beim M. gastrocnemius medialis sind im Mittel nur Werte um 12° entlang der Bewegungsrichtungswachse zu messen (Kapitel 3.5.c). Bei genauerer räumlicher Betrachtung schwanken untereinander die Werte (5-25°) hingegen stärker (Kapitel 3.5.d). Eingesetzt in die Gleichung für das Hill-Modell, würde dies für diesen Muskel je nach unterschiedlich eingebautem Winkel einen Kraftverlust von 0,4-9,4 % bedeuten.



#### 4 Diskussion

Eine Möglichkeit, mit dem Hill-Modell dennoch eine genaue Beschreibung eines Muskels zu liefern, wurde von Hatze (1981) beschrieben (Abbildung 107). Hierbei wurde der komplexen Architektur Rechnung getragen, indem man die Muskelgruppe und einzelne Muskeln durch ein zusammengesetztes Modell beschreibt. Dadurch kann man verschiedene Fiederungswinkel in einem Muskel integrieren. Jedoch können auch hier nicht alle Elemente (wie z. B. das Bindegewebe zwischen den Teilelementen) hinreichend genau beschrieben werden.

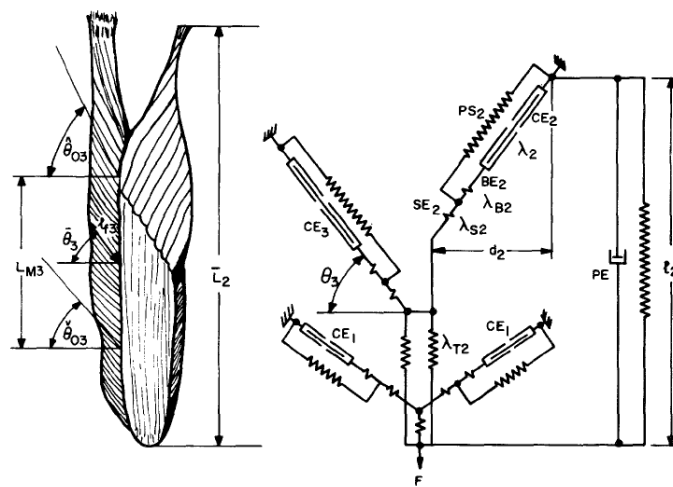


Abbildung 107: Die Repräsentation von Muskelgruppen (M. triceps brachii) durch zusammengesetzte Hill-Modelle (Hatze, 1981).

Eine fortgeschrittenere Methode für die Beschreibung von Muskeln stellen sogenannte Kraftnetzwerke (Finite-Element-Netze) dar. Bei ihnen werden Muskeln in einzelne endliche Elemente unterteilt, die zu ihren Nachbarn über physikalische Gesetzmäßigkeiten (Gleichungen) in Beziehung stehen (van Donkelaar et al., 1996; Vankan et al., 1996, 1998; Johansson et al., 2000; Meier & Blickhan, 2000; Lemos et al., 2001, 2004; Jenkyn et al., 2002; Yucesoy et al., 2002, 2003; Oomens et al., 2003; Blemker et al., 2005a, b). Für die Überprüfbarkeit solcher Muskelmodelle muss der Vergleich mit einem realen Muskel gegeben sein. Wie zu Beginn dieser Arbeit beschrieben, sind detaillierte architektonische Messungen technisch noch schwer zu handhaben. Dies liegt vor allem an der nötigen Auflösung für den kontrahierten Zustand, der schwer zu fassen ist. Eine Möglichkeit diesen Umstand zu beseitigen, wurde mit dieser

## 4 Diskussion

Arbeit vorgestellt. Somit lassen sich, je nach Grad der Komplexität des Muskels, unterschiedliche architektonische Eigenschaften (Aponeurosen, Fiederungswinkel und Faszikelkrümmungen) in dem Modell integrieren und verifizieren. Je genauer das Modell dabei an die reale Untersuchung herankommt, um so besser lassen sich mathematische Hypothesen über die Kontraktion prüfen oder gegebenenfalls Ansätze für weitere Forschung finden (van der Linden et al., 1998a).

Ein Element, das integriert werden muss und einen Faktor für die Beschreibung von Muskelmodellen darstellt, ist die Krümmung der Faszikel. In vielen Modellen wurden in der Vergangenheit Faszikel als einfache geometrische Objekte beschrieben und als Geraden dargestellt (Woittiez, 1983, 1984; Johansson et al., 2000; Teran et al., 2003). An ihnen wurden, basierend auf den Modellen, Untersuchungen zum intramuskulären Druck und zur Kraftübertragung durchgeführt (Vankan et al., 1998; Jenkyn et al., 2002; Yucesoy et al., 2002). Wie hier nachgewiesen wurde, kann die Annahme von linearen Faszikeln nicht gemacht werden, da gerade an proximalen und distalen Enden große Krümmungen auftreten. Somit ist die Nullhypothese für die lineare geometrische Form der Faszikel widerlegt.

Die Faszikel können unter anderem durch ihre Krümmung nicht für indirekte Längenmessungen über den Fiederungswinkel herangezogen werden, bei denen über den Abstand der Aponeurosen und den Fiederungswinkeln die Faserlänge berechnet wird (Bobbert et al., 1990; Kaya et al., 2002; Blazevich et al., 2006). Aber auch die Abstraktion wird durch diesen Umstand erschwert, da nicht alle Faszikel in ihrer Form gleich sind, sondern unterschiedliche Krümmungen und Formen haben.

Eine Konsequenz des Gravitationsexperimentes ist, dass sich gleiche Muskeln in verschiedenen Lagen nicht vergleichen lassen. Dies hat insbesondere Auswirkungen auf Messungen an Extremitäten, in denen die Muskulatur nie vollständig senkrecht oder waagrecht zwischen Ansatz und Ursprung ausgerichtet ist. Gerade dies ist bei *in vivo* Messungen mit nicht waagrechtem Aufbau und bei Lokomotionsstudien der Fall. Zusätzlich kann es im distalen und proximalen Bereich durch die veränderte Beanspruchung der Sehnen zu unterschiedlichen Steifigkeiten kommen. Nicht zuletzt hat aber die Veränderung

#### 4 Diskussion

der Volumenanteile einen Einfluss auf den Massenschwerpunkt des Muskels und somit auf den Gesamtschwerpunkt der Extremität. Dabei setzt die Annahme von gleichbleibenden Schwerpunkten für Muskeln immer einen symmetrischen Muskel voraus, der sich bei der Kontraktion auch symmetrisch verändert. Hier sei zusätzlich der Einfluss der Fasertypenverteilung erwähnt, die diesen Effekt verstärken kann, sowie die Verschiebung der Faszikelarchitektur. Aber auch die Verschiebung von Muskelgewebe kann durch das Gewicht des Muskels einen Einfluss auf die Lokomotion haben. Wichtig ist die Unterscheidung der Muskeltypen nach der Größe des Fiederungswinkels. Sind die Muskelfasern weitgehend parallel zur Kraftlinie angeordnet, so kommt es während der Kontraktion zum Zusammenschieben des Muskels in der Muskelmitte. In der Literatur wird dies als „bulging“ bezeichnet (Gans & Bock, 1965; Lemos et al., 2001; Teran et al., 2003). Bei Muskeln mit einem asymmetrischen Aufbau kommt es hingegen zu einer asymmetrischen Verschiebung der Volumenanteile (Gans, 1982). Dies ist deutlich am kontrahierten Zustand des M. gastrocnemius medialis zu erkennen. Inwieweit die Bindegewebshüllen unterstützend auf den Formerhalt des Muskels einwirken können, muss in weiteren Untersuchungen geklärt werden. Diese Studien können nur zerstörungsfrei (mit MRT) vorgenommen werden.

## 5 Literaturverzeichnis

- Abbott BC, Baskin RJ** (1962) *Volume changes in frog muscle during contraction*. Journal of Physiology **161**: 379-391.
- Abdul-Karim MA, Al-Kofahi K, Brown EB, Jain RK, Roysam B** (2003) *Automated tracing and change analysis of angiogenic vasculature from in vivo multiphoton confocal image time series*. Microvascular Research **66** (2): 113-125.
- Al-Kofahi KA, Lasek S, Szarowski DH, Pace CJ, Nagy G, Turner JN, Roysam B** (2002) *Rapid Automated Three-Dimensional Tracing of Neurons From Confocal Image Stacks*. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine **6** (2): 171-187.
- Ariano MA, Armstrong RB, Edgerton VR** (1973) *Hindlimb muscle fiber populations of five mammals*. The Journal of Histochemistry and Cytochemistry **21** (1): 51-55.
- Asmussen G, Marechal G** (1989) *Maximal shortening velocities, isomyosins and fibre types in soleus muscle of mice, rats and guinea-pigs*. The Journal of Physiology **416**: 245-254.
- Blazevich AJ, Gill ND, Zhou S** (2006) *Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo*. Journal of Anatomy **209**: 289-310.
- Baskin RJ, Paolini PJ** (1966) *Muscle Volume Changes*. The Journal of General Physiology **49**: 387-404.
- Benninghoff A, Rollhäuser H** (1952) *Zur inneren Mechanik des gefiederten Muskels*. Pflügers Archiv European Journal of Physiology **254** (6): 527-548.
- Blanksma NG, van Eijden TMGJ, Weijs WA** (1992) *Electromyographic heterogeneity in the human temporalis muscle*. Journal of Dental Research **71** (1): 47-52.
- Blemker S, Teran J, Sifakis E, Fedkiw R, Delp S** (2005) *Fast 3D muscle simulations using a new quasistatic invertible finite-element algorithm*. Proceedings of the 10th International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics (ISCSB). Cleveland, Ohio.

## 5 Literaturverzeichnis

- Blemker SS, Delp SL** (2005) *Three-Dimensional Representation of Complex Muscle Architectures and Geometries*. Annals of Biomedical Engineering **33** (5): 661-673.
- Blemker SS, Delp SL** (2006) *Rectus femoris and vastus intermedius fiber excursions predicted by three-dimensional muscle models*. Journal of Biomechanics **39** (8): 1383-1391.
- Blemker** (2007) *Image-based musculoskeletal modelling: applications, advances, and future opportunities*. Journal of magnetic resonance imaging: JMRI **25**: 441-451.
- Blum EK, Haun C, Ryan JE** (2007) *A musculo-skeletal model of rat ankle motion and its experimental test on rat*. Journal of Biomechanics **40** (4): 891-899.
- Bobbert MF, Ettema GC, Huijing PA** (1990) *The force-length relationship of a muscle-tendon complex: experimental results and model calculations*. European Journal of Applied Physiology **61**: 323-329.
- Brainerd EL, Azizi E** (2005) *Muscle fiber angle, segment bulging and architectural gear ratio in segmented musculature*. The Journal of Experimental Biology **208**: 3249-3261.
- Brown IE, Loeb GE** (1999) *Measured and modelled properties of mammalian skeletal muscle. II. The effects of stimulus frequency on force-length and force-velocity relationships*. Journal of Muscle Research and Cell Motility **20**: 627-643.
- Chanaud CM, Macpherson JM** (1991) *Functionally complex muscles of the cat hindlimb - III. Differential activation within biceps femoris during postural perturbations*. Experimental Brain Research **85**: 271-280.
- Chanaud CM, Pratt CA, Loeb GE** (1991a) *Functionally complex muscles of the cat hindlimb - II. Mechanical and architectural heterogeneity within the biceps femoris*. Experimental Brain Research **85**: 257-270.
- Chanaud CM, Pratt CA, Loeb GE** (1991b) *Functionally complex muscles of the cat hindlimb - V. The roles of histochemical fiber-type regionalization and mechanical heterogeneity in differential muscle activation*. Experimental Brain Research **85**: 300-313.
- Clark CA, Barrick TR, Murphy MM, Bell BA** (2003) *White matter fiber tracking in patients with space-occupying lesions of the brain: a new technique for neurosurgical planning?* NeuroImage **20**: 1601-1608.

## 5 Literaturverzeichnis

- Close R, Hoh JFY** (1968) *Influence of Temperature on Isometric Contractions of Rat Skeletal Muscles*. *Nature* **217**: 1179-1180.
- Close R** (1972) *Dynamic properties of mammalian skeletal muscle fibers*. *Physiological Reviews* **52**: 129-197.
- d'Albis A, Couteaux R, Janmot C, Roulet A** (1989) *Specific programs of myosin expression in the postnatal development of rat muscles*. *European Journal of Biochemistry* **183**: 583-590.
- Damon BM, Ding Z, Anderson AW, Freyer AS, Gore Jc** (2002) *Validation of Diffusion Tensor MRI-Based Muscle Fiber Tracking*. *Magnetic Resonance in Medicine* **48**: 97-104.
- de Koning JJ, van der Molen HF, Woittiez RD, Huijing PA** (1987) *Functional characteristics of rat gastrocnemius and tibialis anterior muscles during growth*. *Journal of Morphology* **194**: 75-84.
- de Zee M, Hansen L, Wong C, Rasmussen J, Simonsen EB** (2007) *A generic detailed rigid-body lumbar spine model*. *Journal of Biomechanics* **40** (6): 1219-1227.
- Delp SL, Loan JP** (1995) *A graphics-based software system to develop and analyse models of musculoskeletal structures*. *Computers in Biology and Medicine* **25** (1): 21-34.
- Delp MD, Duan C** (1996) *Composition and size of type I, IIA, IIDX, and IIB fibers and citrate synthase activity of rat muscle*. *Journal of Applied Physiology* **80**: 261-270.
- Ding Z, Gore JC, Anderson AW** (2003) *Classification and Quantification of Neuronal Fiber Pathways Using Diffusion Tensor MRI*. *Magnetic Resonance in Medicine* **49**: 716-721.
- Ding Z, Gore JC, Anderson AW** (2005) *Reduction of Noise in Diffusion Tensor Images Using Anisotropic Smoothing*. *Magnetic Resonance in Medicine* **53**: 485-490.
- Dougherty RF, Ben-Shachar M, Bammer R, Brewer AA, Wandell BA** (2005) *Functional organization of human occipital-callosal fiber tracts*. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* **102** (20): 7350-7355.

## 5 Literaturverzeichnis

- Edgerton VR, Gerchman LR, Carrow R** (1969) *Histochemical changes in rat skeletal muscle after exercise*. Experimental Neurology **24**: 110-123.
- English AW, Letbetter WD** (1982b) *Anatomy and Innervation Patterns of Cat Lateral Gastrocnemius and Plantaris Muscle*. The American Journal of Anatomy **164**: 67-77.
- Ettema GJC, Huijing PA** (1994) *Effects of distribution of muscle fiber length on active length-force characteristics of rat gastrocnemius medialis*. The Anatomical Record **239**: 414-420.
- Ettema GJ, Meijer K** (2000) *Muscle contraction history: modified Hill versus an exponential decay model*. Biological Cybernetics **83**: 491-500.
- Finni T, Hodgson JA, Lai AM, Edgerton VR, Sinha S** (2003) *Mapping of movement in the isometrically contracting human soleus muscle reveals details of its structural and functional complexity*. Journal of Applied Physiology **95**: 2128-2133.
- Fischer MS, Blickhan R** (2006) *The tri-segmented limbs of therian mammals: kinematics, dynamics, and self-stabilization - a review*. Journal of Experimental Zoology **305A**: 935-952.
- Fuentes I, Cobos AR, Segade LAG** (1998) *Muscle fibre types and their distribution in the biceps and triceps brachii of the rat and rabbit*. Journal of Anatomy **192**: 203-210.
- Gans C, Bock WJ** (1965) *The functional significance of muscle architecture - a theoretical analysis*. Ergebnisse der Anatomie und Entwicklungsgeschichte **38**: 115-142.
- Gans C** (1982) *Fiber architecture and muscle function*. Exercise and Sport Sciences Reviews **10**: 160-207.
- Gans C, de Vree F** (1987) *Functional bases of fiber length and angulation in muscle*. Journal of Morphology **192**: 63-85.
- Gans C, Gaunt AS** (1991) *Muscle architecture in relation to function*. Journal of Biomechanics **24 (1)**: 53-65.
- Gilbert RJ, Napadow VJ** (2005) *Three-Dimensional Muscular Architecture of the Human Tongue Determined In Vivo With Diffusion Tensor Magnetic Resonance Imaging*. Dysphagia **20**: 1-7.

## 5 Literaturverzeichnis

- Gilbert RJ, van Wedeen J, Magnusson LH, Benner T, Wang R, Dai G, Napadow VJ, Roche KK** (2006) *Three-dimensional myoarchitecture of the bovine tongue demonstrated by diffusion spectrum magnetic resonance imaging with tractography*. The Anatomical Record Part A **288**: 1173-1182.
- Gille U, Salomon FV, Rieck O, Gericke A, Ludwig B** (1996) *Growth in rats (Rattus norvegicus BERKENHOUT)*. Journal of Experimental Animal Science **37**: 190-199.
- Gillis GB, Biewener AA** (2001) *Hindlimb muscle function in relation to speed and gait: in vivo patterns of strain and activation in a hip and knee extensor of the rat (Rattus norvegicus)*. The Journal of Experimental Biology **204**: 2717-2731.
- Gorb SN, Fischer MS** (2000) *Three-dimensional analysis of the arrangement and length distribution of fascicles in the triceps muscle of Galea musteloides (Rodentia, Cavimorpha)*. Zoomorphology **120** (2): 91-97.
- Goto TK, Tokumori K, Nakamura Y, Yahagi M, Yuasa K, Okamura K, Kanda S** (2002) *Volume Changes in Human Masticatory Muscles between Jaw Closing and Opening*. Journal of Dental Research **81** (6): 428-432.
- Greene EC** (1955) *Anatomy of the Rat*. Hafner Publishing Co., New York.
- Hatze H** (1981) *Estimation of Myodynamic Parameter Values from Observations on Isometrically Contracting Muscle Group*. European Journal of Applied Physiology **46**: 325-338.
- Hebel R, Stromberg MW** (1976) *Anatomy and Embryology of the Laboratory Rat*. BioMed Verlag (Wörthsee).
- Hebel R, Stromberg MW** (1986) *Anatomy and Embryology of the Laboratory Rat*. BioMed Verlag (Wörthsee).
- Heslinga JW, Huijing PA** (1990) *Effects of growth on architecture and functional characteristics of adult rat gastrocnemius muscle*. Journal of Morphology **206**: 119-132.
- Hildebrand M** (1976) *Analysis of tetrapod gaits: general considerations and symmetrical gaits*. In Herman RM, Grillner S, Stein PSG, Stuart DG (eds.), Neural control of locomotion, Plenum Press, New York, 203-236.
- Hildebrand M** (1977) *Analysis of asymmetrical gaits*. Journal of Mammalogy **58** (2): 131-156.



## 5 Literaturverzeichnis

- Hill AV** (1948) *The pressure developed in muscle during contraction*. Journal of Physiology **107**: 518-526.
- Hodgson JA, Finni T, Lai AM, Edgerton VR, Sinha S** (2006) *Influence of Structure on the Tissue Dynamics of the Human Soleus Muscle Observed in MRI Studies During Isometric Contractions*. Journal of Morphology **267**: 584-601.
- Hoffer JA, Loeb GE, Sugano N, Marks WB, O'Donovan MJ, Pratt CA** (1987) *Cat hindlimb motoneurons during locomotion. III. Functional segregation in sartorius*. Journal of Neurophysiology **57** (2): 554-562.
- Huijing PA** (1995) *Parameter interdependence and success of skeletal muscle modelling*. Human Movement Science **14**: 443-486.
- Huijing PA, Baan GC** (2001) *Extramuscular myofascial force transmission within the rat anterior tibial compartment: proximo-distal differences in muscle force*. Acta Physiologica Scandinavica **173**: 297-311.
- Hutchinson JR** (2004) *Biomechanical Modeling and Sensitivity Analysis of Bipedal Running Ability. II. Extinct Taxa*. Journal of Morphology **262**: 441-461.
- Hutchinson JR, Anderson FC, Blemker SS, Delp SL** (2005) *Analysis of hindlimb muscle moment arms in Tyrannosaurus rex using a three-dimensional musculoskeletal computer model: implications for stance, gait, and speed*. Paleobiology **31** (4): 676-701.
- Isaacs KR, Hanbauer I, Jacobowitz DM** (1998) *A Method for the Rapid Analysis of Neuronal Proportions and Neurite Morphology in Primary Cultures*. Experimental Neurology **149**: 464-467.
- Ito M, Kawakami Y, Ichinose Y, Fukashiro S, Fukunaga T** (1998) *Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle*. Journal of Applied Physiology **85** (4): 1230-1235.
- Jenkyn TR, Koopman B, Huijing P, Lieber RL, Kaufman KR**. (2002) *Finite element model of intramuscular pressure during isometric contraction of skeletal muscle*. Physics in Medicine and Biology **47** (22): 4043-4061.
- Johansson T, Meier P, Blickhan R** (2000) *A Finite-Element Model for the Mechanical Analysis of Skeletal Muscles*. Journal of Theoretical Biology **206**: 131-149.

## 5 Literaturverzeichnis

- Kardel T** (1990) *Niels Stensen's geometrical theory of muscle contraction (1667): A reappraisal*. Journal of Biomechanics **23** (10): 953-965.
- Kargo WJ, Nelson F, Rome LC** (2002) *Jumping in frogs: assessing the design of the skeletal system by anatomically realistic modelling and forward dynamic simulation*. The Journal of Experimental Biology **205**: 1683-1702.
- Kawakami Y, Ichinose Y, Fukunaga T** (1998) *Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction*. American Physiological Society, 398-404.
- Kaya M, Carvalho W, Leonard T, Herzog W** (2002) *Estimation of cat medial gastrocnemius fascicle lengths during dynamic contractions*. Journal of Biomechanics **35**: 893-902.
- Kolb H** (1937) *Morphologische und funktionelle Analyse des M. tibialis anterior*. Anatomy and Embryology **106** (6): 770-781.
- Kössler F, Küchler G** (1987) *Contractile properties of fast and slow twitch muscles of the rat at temperatures between 6 and 42 °C*. Biomedica Biochimica ACTA **46**: 815-822.
- Kugelberg E** (1976) *Adaptive transformation of rat soleus motor units during growth*. Journal of the Neurological Sciences **27**: 269-288.
- Kurihara T, Oda T, Chino K, Kanehisa H, Fukunaga T, Kawakami Y** (2005) *Use of Three-Dimensional Ultrasonography for the Analysis of the Fascicle Length of Human Gastrocnemius Muscle During Contractions*. International Journal of Sport and Health Science **3**: 226-234.
- Kurokawa S, Fukunaga T, Nagano A, Fukashiro S** (2003) *Interaction between fascicles and tendinous structures during counter movement jumping investigated in vivo*. Journal of Applied Physiology **95**: 2306-2314.
- Langenberg W** (1970) *Morphologie, physiologischer Querschnitt und Kraft des M. erector spinae im Lumbalbereich des Menschen*. Anatomy and Embryology **132** (2): 158-190.
- Lansdown DA, Ding Z, Wadington M, Hornberger JL, Damon BM** (2007a) *Diffusion Tensor MRI-Based Fiber Tracking of the Human Tibialis Anterior Muscle: Demonstration of Pennation Heterogeneity*. Journal of Applied Physiology (Retraction).

- Lansdown DA, Zhaohua D, Wadington M, Hornberger JL, Damon BM** (2007b) *Quantitative Diffusion Tensor MRI-Based Fiber Tracking of Human Skeletal Muscle*. Journal of Applied Physiology **103**: 673-681.
- Lemos R, Epstein M, Herzog W, Wyvill B** (2001) *Realistic Skeletal Muscle Deformation using Finite Element Analysis*. Proceedings of the XIV Brazilian Symposium on Computer Graphics and Image Processing (SIBGRAPI'01), 192.
- Lemos RR, Epstein M, Herzog W, Wyvill B** (2004) *A Framework for Structured Modelling of Skeletal Muscle*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering **7 (6)**: 305-317.
- Lenord O, Albiez J, Hiller M** (2002) *Virtual Prototyping of the Four-Legged Walking Machine BISAM*. Proceedings of the 5th International Conference on Climbing and Walking Robots CLAWAR 2002.
- Leterme D, Falempin M** (1996) *Contractile properties of rat soleus motor units following 14 days of hindlimb unloading*. Pflügers Archiv European Journal of Physiology **432**: 313-319.
- Lichtwark GA, Bougoulas K, Wilson AM** (2007) *Muscle fascicle and series elastic element length changes along the length of the human gastrocnemius during walking and running*. Journal of Biomechanics **40**: 157-164.
- Lieber RL** (1999) *Skeletal Muscle is a Biological Example of a Linear Electro-Active Actuator*. Proceedings of SPIE's **3669**: 19-25.
- Lieber RL, Fridén J** (2000) *Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture*. Muscle & Nerve **23 (11)**: 1647-1666.
- Lieber RL, Friden J** (2001) *Clinical significance of Skeletal Muscle Architecture*. Clinical Orthopaedics and Related Research **383**: 140-151.
- Lin G, Bjornsson CS, Smith KL, Abdul-Karim MA, Turner JN, Shain W, Roysam B** (2005) *Automated Image Analysis Methods for 3D Quantification of the Neurovascular Unit From Multichannel Confocal Microscope Images*. Cytometry **66A**: 9-23.
- Maas H, Baan GC, Huijing PA** (2001) *Intermuscular interaction via myofascial force transmission: effects of tibialis anterior and extensor hallucis longus length on force transmission from rat extensor digitorum longus muscle*. Journal of Biomechanics **34**: 927-940.

- Maganaris CN, Baltzopoulos V, Sargeant AJ** (1998) *In vivo measurements of the triceps surae complex architecture in man: implications for muscle function.* Journal of Physiology **512**: 603-614.
- Maganaris CN, Baltzopoulos V, Sargeant AJ** (2002) *Repeated contractions alter the geometry of human skeletal muscle.* Journal of Applied Physiology **93**: 2089-2094.
- Meijer K, Grootenboer HJ, Koopman HFJM, van der Linden BJJJ, Huijing PA** (1998) *A Hill type model of rat medial gastrocnemius muscle that accounts for shortening history effects.* Journal of Biomechanics **31**: 555-563.
- Meijering E, Jacob M, Sarria JCF, Steiner P, Hirling H, Unser M** (2004) *Design and Validation of a Tool for Neurite Tracing and Analysis in Fluorescence Microscopy Images.* Cytometry Part A **58**: 167-176.
- Monti RJ, Roy RR, Zhong H, Edgerton VR** (2003) *Mechanical properties of rat soleus aponeurosis and tendon during variable recruitment in situ.* The Journal of Experimental Biology **206**: 3437-3445.
- Muramatsu T, Muraoka T, Kawakami Y, Shibayama A, Fukunaga T** (2002) *In vivo determination of fascicle curvature in contracting human skeletal muscles.* Journal of Applied Physiology **92**: 129-134.
- Myers MJ, Steudel K** (1985) *Effects of limb mass and its distribution on the energetic cost of running.* Journal of Experimental Biology **116**: 363-373.
- Oomens CWJ, Maenhout M, van Oijen CH, Drost MR, Baaijens FP** (2003) *Finite element modelling of contracting skeletal muscle.* Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences **358 (1437)**: 1453-1460.
- Otten E** (1988) *Concepts and Models of Functional Architecture in Skeletal Muscle.* Exercise and Sport Sciences Reviews **16**: 89-137.
- Paddelford RR, Erhardt W** (1992) *Anästhesie bei Kleintieren.* FK Schattauer Verlagsgesellschaft mbH, Stuttgart.
- Pandy MG** (2001) *Computer Modelling and Simulation of Human Movement.* Annual review of biomedical engineering **3**: 245-273.
- Paul AC** (2001) *Muscle Length Affects the Architecture and Pattern of Innervation Differently in Leg Muscles of Mouse, Guinea Pig, and Rabbit Compared to Those of Human and Monkey Muscles.* The Anatomical Record **262**: 301-309.

## 5 Literaturverzeichnis

- Pette D, Staron RS** (1990) *Cellular and Molecular Diversities of Mammalian Skeletal Muscle Fibers*. Reviews of Physiology Biochemistry and Pharmacology **116**: 1-47.
- Pette D, Staron RS** (1997) *Mammalian Skeletal Muscle Fiber Type Transitions*. International Review of Cytology **170**: 143-223.
- Pfuhl W** (1937) *Die gefiederten Muskeln, ihre Form und ihre Wirkungsweise*. Anatomy and Embryology **106**: 749-769.
- Pike AVL, Alexander RMN** (2002) *The relationship between limb-segment proportions and joint kinematics for the hind limbs of quadrupedal mammals*. Journal of Zoology (London, England : 1987) **258**: 427-433.
- Pratt CA, Chanaud CM, Loeb GE** (1991a) *Functionally complex muscles of the cat hindlimb - IV. Intramuscular distribution of movement command signals and cutaneous reflexes in broad, bifunctional thigh muscles*. Experimental Brain Research **85**: 281-299.
- Pratt CA, Loeb GE** (1991b) *Functionally complex muscles of the cat hindlimb - I. Patterns of activation across sartorius*. Experimental Brain Research **85**: 243-256.
- Punkt K, Krug H, Huse J, Punkt J** (1993) *Age-dependent changes of enzyme activities in the different fibre types of rat extensor digitorum longus and gastrocnemius muscles*. Acta Histochemica **95**: 97-110.
- Punkt K, Naupert A, Asmussen G** (2004) *Differentiation of rat skeletal muscle fibres during development and aging*. Acta Histochemica **106**: 145-154.
- Reichel M** (1960) *Muskelphysiologie*. Springer-Verlag, Berlin, Göttingen, Heidelberg.
- Rome LC, Funke RP, Alexander RMcN, Lutz G, Aldridge H, Scott F, Freadman M** (1988) *Why animals have different muscle fibre types*. Nature **335**: 824-827.
- Romeis B, Böck P, Denk H** (1989) *Romeis Mikroskopische Technik*. Urban & Schwarzenberg Verlag, München.
- Rubinstein NA, Kelly AM** (1978) *Myogenic and neurogenic contributions to the development of fast and slow twitch muscles in rat*. Developmental Biology **62**: 473-485.

## 5 Literaturverzeichnis

- Russell SD, Cambon NA, Whalen RG** (1993) *Two types of neonatal-to-adult fast myosin heavy chain transitions in rat hindlimb muscle fibers*. *Developmental Biology* **157**: 359-370.
- Sacks RD, Roy RR** (1982) *Architecture of the Hind Limb Muscles of Cats: Functional Significance*. *Journal of Morphology* **173**: 185-195.
- Sandercock TG, Heckman CJ** (1997) *Force From Cat Soleus Muscle During Imposed Locomotor-Like Movements: Experimental Data Versus Hill-Type Model Predictions*. *Journal of Neurophysiology* **77**: 1538-1552.
- Sato Y, Nakajima S, Shiraga N, Atsumi H, Yoshida S, Koller T, Gerig G, Kikinis R** (1998) *Three-dimensional multi-scale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images*. *Medical Image Analysis* **2** (2): 143-168.
- Savelberg HHCM, Schamhardt HC** (1995) *The influence of inhomogeneity in architecture on the modelled force-length relationship of muscles*. *Journal of Biomechanics* **28** (2): 187-197.
- Savelberg HHCM, Willems PJB, Baan GC, Huijing PA** (2001) *Deformation and three-dimensional displacement of fibers in isometrically contracting rat plantaris muscles*. *Journal of Morphology* **250**: 89-99.
- Schilling N, Stark H, Fischer MS** (2003) *Analyse der paravertebralen Muskulatur kleiner Säugetiere*. "In: Grieshaber, R.; Schneider, W.; Scholle, H.-Ch. (eds.): Kongressband 9. Erfurter Tage „Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen"", (monade Verlag) Leipzig", 343-353.
- Schilling N** (2005) *Ontogenetic development of locomotion in small mammals - a kinematic study*. *The Journal of Experimental Biology* **208**: 4013-4034.
- Scholle HC, Schumann NP, Biedermann F, Stegeman DF, Graßme R, Roeleveld K, Schilling N, Fischer MS** (2001) *Spatiotemporal surface EMG characteristics from rat triceps brachii muscle during treadmill locomotion indicate selective recruitment of functionally distinct muscle regions*. *Experimental Brain Research* **138**: 26-36.
- Schulz MHH** (1999) *Zur Biomechanik der Lokomotion kleiner Säugetiere und zu altersabhängigen Veränderungen der Lokomotion bei Ratten (Rattus norvegicus)*. Cuvillier Verlag.

## 5 Literaturverzeichnis

- Schumann NP, Biedermann FHW, Kleine BU, Stegeman DF, Roeleveld K, Hackert R, Scholle HC** (2002) *Multi-channel EMG of the M. triceps brachii in rats during treadmill locomotion*. *Clinical Neurophysiology* **113**: 1142-1151.
- Scott SH, Winter DA** (1991) *A comparison of three muscle pennation assumptions and their effect on isometric and isotonic force*. *Journal of Biomechanics* **24 (2)**: 163-167.
- Scott SH, Engstrom CM, Loeb GE** (1993) *Morphometry of human thigh muscles. Determination of fascicle architecture by magnetic resonance imaging*. *Journal of Anatomy* **182**: 249-257.
- Staron RS, Kraemer WJ, Hikida RS, Fry AC, Murray JD, Campos GER** (1999) *Fiber type composition of four hindlimb muscles of adult Fisher 344 rats*. *Histochemistry and Cell Biology* **111**: 117-123.
- Steudel K** (1990a) *The work and energetic cost of locomotion I. The effects of limb mass distribution in quadrupeds*. *Journal of Experimental Biology* **154**: 273-285.
- Steudel K** (1990b) *The work and energetic cost of locomotion II. Partitioning the cost of internal and external work within a species*. *Journal of Experimental Biology* **154**: 287-303.
- Stewart SA, German RZ** (1999) *Sexual Dimorphism and Ontogenetic Allometry of Soft Tissues in Rattus norvegicus*. *Journal of Morphology* **242**: 57-66.
- Stewart CV, Tsai CL, Perera A** (2003) *A View-Based Approach to Registration: Theory and Application to Vascular Image Registration*. *Information Processing in Medical Imaging* **2732/2003**: 475-486.
- Teran J, Blemker S, Ng Thow Hing V, Fedkiw R** (2003) *Finite Volume Methods for the Simulation of Skeletal Muscle*. *Eurographics/SIGGRAPH Symposium on Computer Animation*, 68-74.
- van der Linden BJJJ, Koopman HFJM, Grootenboer HJ, Huijing PA** (1998a) *Modelling functional effects of muscle geometry*. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **8**: 101-109.
- van Donkelaar CC, Drost MR, van Mameren H, Tuinenburg CF, Janssen JD, Huson A** (1996) *Three-Dimensional Reconstruction of the Rat Triceps surae Muscle and Finite Element Mesh Generation of the Rat Gastrocnemius medialis Muscle*. *European Journal of Morphology* **34 (1)**: 31-38.

## 5 Literaturverzeichnis

- van Donkelaar CC, Kretzers LJG, Bovendeerd PHM, Lataster LMA, Nicolay K, Janssen JD, Drost MR** (1999a) *Diffusion tensor imaging in biomechanical studies of skeletal muscle function*. Journal of Anatomy **194**: 79-88.
- van Donkelaar CC, Willems PJB, Muijtjens AMM, Drost MR** (1999b) *Skeletal muscle transverse strain during isometric contraction at different lengths*. Journal of Biomechanics **32** (8): 755-762.
- van Doorn A, Bovendeerd PHM, Nicolay K, Drost MR, Janssen JD** (1996) *Determination of Muscle Fibre Orientation using Diffusion-Weighted MRI*. European Journal of Morphology **34** (1): 34 (1).
- van Eijden TMGJ, Koolstra JH, Brugman P** (1996) *Three-dimensional structure of the human temporalis muscle*. The Anatomical Record **246**: 565-572.
- van Eijden TMGJ, Korfage JAM, Burgman P** (1997) *Architecture of the Human Jaw-Closing and Jaw-Opening Muscles*. The Anatomical Record **248** (3): 464-474.
- van Leeuwen JL, Spoor CW** (1992) *Modelling Mechanically Stable Muscle Architectures*. Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences **336** (1277): 275-292.
- van Leeuwen JL, Spoor CW** (1993) *Modelling the Pressure and Force Equilibrium in unipennate Muscles with in-Line Tendons*. Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences **342** (1302): 321-333.
- van Leeuwen JL, Spoor CW** (1996) *A Two Dimensional Model for the Prediction of Muscle Shape and Intramuscular Pressure*. European Journal of Morphology **34** (1): 25-30.
- Vankan WJ, Huyghe JM, Janssen JD, Huson A** (1996) *A 3D Finite Element Model of Blood Perfused Rat Gastrocnemius medialis Muscle*. European Journal of Morphology **34** (1): 19-24.
- Vankan WJ, Huyghe JM, van Donkelaar CC, Drost MR, Janssen JD, Huson A** (1998) *Mechanical blood-tissue interaction in contracting muscles a model study*. Journal of Biomechanics **31** (5): 401-409.
- Vermathen P, Boesch C, Kreis R** (2003) *Mapping Fiber Orientation in Human Muscle by Proton MR Spectroscopic Imaging*. Magnetic Resonance in Medicine **49**: 424-432.



## 5 Literaturverzeichnis

- von Mering F, Fischer MS** (1999) *Fibre type regionalization of forelimb muscles in two mammalian species, Galea musteloides (Rodentia, Caviidae) and Tupaia belangeri (Scandentia, Tupaiidae), with comments on postnatal myogenesis.* Zoomorphology **119**: 117-126.
- Wakeling JM, Uehli K, Rozitis AI** (2006) *Muscle fibre recruitment can respond to the mechanics of the muscle contraction.* Journal of the Royal Society Interface **3**: 533-544.
- Wang LC, Kernell D** (2001) *Fibre type regionalisation in lower hindlimb muscles of rabbit, rat and mouse: a comparative study.* Journal of Anatomy **199**: 631-643.
- Wang W, Crompton RH, Carey TS, Günther MM, Li Y, Savage R, Sellers WI** (2004) *Comparison of inverse-dynamics musculo-skeletal models of AL 288-1 Australopithecus afarensis and KNM-WT 15000 Homo ergaster to modern humans, with implications for the evolution of bipedalism.* Journal of Human Evolution **47 (6)**: 453-478.
- Wank V** (1993) *Modellierung und Simulation von Muskelkontraktionen.* Dissertation der Psychologisch-Pädagogisch-Sportwissenschaftlichen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität Jena.
- Wells JB** (1965) *Comparison of mechanical properties between slow and fast mammalian muscles.* Journal of Physiology **178**: 252-269.
- Westerga J, Gramsbergen A** (1993) *Development of locomotion in the rat: the significance of early movements.* Early Human Development **34**: 89-100.
- Westhues M, Fritsch R** (1961) *Die Narkose der Tiere. Allgemeinnarkose.* Parey, Berlin.
- Whalen RG** (1985) *Myosin isoenzymes as molecular markers for muscle physiology.* Journal of Experimental Biology **115**: 43-53.
- Willems MET, Huijing PA** (1994) *Mechanical and geometrical properties of the rat semimembranosus lateralis muscle during isometric contractions.* Journal of Biomechanics **27 (9)**: 1109-1118.
- Woittiez RD, Huijing PA, Rozendal RH** (1983) *Influence of muscle architecture on the length-force diagram of mammalian muscle.* Pflügers Archiv European Journal of Physiology **399**: 275-279.

## 5 Literaturverzeichnis

- Woittiez RD, Huijing PA, Boom HBK, Rozendal RH** (1984) *A three-dimensional muscle model: A quantified relation between form and function of skeletal muscles*. Journal of Morphology **182**: 95-113.
- Woittiez RD, Heerkens YF, Huijing PA, Rijnsburger WH, Rozendal RH** (1986) *Functional morphology of the M. Gastrocnemius medialis of the rat during growth*. Journal of Morphology **187**: 247-258.
- Yucesoy CA, Koopman BHFJM, Huijing PA, Grootenboer HJ** (2002) *Three-dimensional finite element modeling of skeletal muscle using a two-domain approach: linked fiber-matrix mesh model*. Journal of Biomechanics **35**: 1253-1262.
- Yucesoy CA, Koopman BHFJM, Baan GC, Grootenboer HJ, Huijing PA** (2003) *Effects of inter- and extramuscular myofascial force transmission on adjacent synergistic muscles: assessment by experiments and finite-element modeling*. Journal of Biomechanics **36**: 1797-1811.
- Zajac FE, Gordon ME** (1989) *Determining Muscle's Force and Action in Multi-Articular Movement*. Exercise and Sport Sciences Reviews **17**: 187-230.
- Ziegan J** (1979) *Kombinationen enzymhistochemischer Methoden zur Fasertypendifferenzierung und Beurteilung der Skelettmuskulatur*. Acta Histochemica **65**: 34-40.
- Zuurbier CJ, Huijing PA** (1992) *Influence of muscle geometry on shortening speed of fibre, aponeurosis and muscle*. Journal of Biomechanics **25 (9)**: 1017-1026.
- Zuurbier CJ, Huijing PA** (1993) *Changes in geometry of actively shortening unipennate rat gastrocnemius muscle*. Journal of Morphology **218**: 167-180.

## 6 Stichwortverzeichnis

Achillessehne.....	18, 33, 44, 77, 89f., 96, 108
Allometrie.....	4, 52
Aponeurose.....	5, 9, 33, 44, 69ff., 75, 104, 106, 110f., 114
Architektur.....	1, 5, 7, 9, 13, 72, 75, 93, 101, 103f., 106, 111, 113
Artefakt.....	40, 56, 86
ATPase.....	37
Bezugssystem.....	15, 44, 105f., 110
Brückenleerlaufspannung.....	23
Cluster.....	44, 76, 80, 92
Dehnungsmessstreifen (DMS).....	21, 23f., 34
Elektrode.....	34
Ethanol.....	21, 26f., 32, 35f.
Experiment.....	3, 14, 29, 34, 98
Exzentrizität.....	4, 56ff., 60
Färbung.....	3, 36, 40
Fasertyp.....	14f., 34, 36f., 53, 64, 105
Fehlerquelle.....	27, 39
Fettgewebe.....	18
Fiederungswinkel.....	3ff., 7, 9ff., 44f., 47, 49, 69f., 72, 75, 77, 79ff., 84f., 101, 105f., 109ff.
Finite-Element-Modell (FEM).....	7, 13
Geometrie.....	7, 10, 15, 49
Gravitation.....	5, 56, 62, 101
Haltevorrichtung.....	33, 35, 60, 101, 108
Hill-Modell.....	15, 111ff.
Histologie.....	3, 36, 99, 103
Hypothese.....	9, 114
Innervation.....	3, 7, 18f., 119, 124
Isopentan.....	35
Kinematik.....	7, 10
Knochen.....	10, 69, 104f., 107f.
Kontraktion.....	5, 7, 9, 12, 14f., 25, 34f., 37, 56, 60, 70f., 75, 82, 91, 93f., 99,

## 6 Stichwortverzeichnis

	104ff., 109f., 114f.
Kraft.....	13, 21, 24, 34f., 55, 69ff., 73, 98ff., 104ff., 111f., 122
Kraftlinie.....	115
Kraftmessung.....	3, 5, 21, 23, 33f., 72f., 79, 98
Kraftmessvollbrücke.....	23
Krümmung.....	3ff., 7, 9, 45, 50, 72, 87ff., 102, 107ff., 114
Kühlflüssigkeit.....	3, 21, 25
M. biceps femoris.....	33
M. flexor digitorum superficialis.....	18, 33
M. gastrocnemius lateralis.....	14, 18, 106
M. gastrocnemius medialis.....	4f., 7f., 14, 16f., 33f., 48, 57, 59f., 62f., 65, 67, 70f., 74ff., 79, 82ff., 86, 90, 95f., 99, 103ff., 108f., 112, 115
M. plantaris.....	19
M. soleus.....	4f., 7f., 14ff., 18, 33f., 48, 57f., 60ff., 64f., 69f., 73, 75, 77, 81, 83, 85f., 88, 91ff., 96, 98, 101, 103f., 107f., 111f.
M. triceps surae.....	3, 14, 18, 33
Magnetresonanztomographie (MRT).....	12, 39, 104, 115
Mammalia-Ringerlösung.....	33f.
Marker.....	39ff., 77
Metrik.....	10
Mikroskopie.....	39
Mikrotom.....	36
Modell.....	10, 13, 15, 111ff.
Muskelfaserbündel (Faszikel).....	7, 9ff., 36, 39ff., 44ff., 49f., 69, 72, 80, 87ff., 101f., 105, 107ff., 114
Muskelgruppe.....	14, 18, 112f.
Mustererkennung.....	41
N. tibialis.....	19, 34f.
Narkose.....	3, 6, 16ff., 32f., 129
physiologische Querschnittsfläche (PQF).....	15, 111
Polynom.....	50
Programm.....	3, 39ff., 44ff., 48, 69
Rattus norvegicus (Wistar).....	7, 13ff., 45, 52, 64f.

## 6 Stichwortverzeichnis

Rekonstruktion.....	3, 39, 42, 56, 103
Rotation.....	48, 107
Schnittwinkel.....	3f., 46ff., 72, 74ff.
Schrumpfung.....	36
Sehne.....	4, 9f., 18f., 33, 44, 60, 62, 69, 89, 99, 104f., 107, 111, 114
Sehnenplatte.....	5, 9, 33, 44, 69ff., 75, 104, 106, 110f., 114
Sesamoidknochen.....	18, 107
Software.....	3, 39ff., 44ff., 48, 69
Stimulation.....	34f., 103
Talkum.....	36
Temperatur.....	10, 25, 27, 29, 31, 36
Trockeneis.....	32
Typ I Fasern.....	14f., 34, 37, 64f., 67
Typ IIa Fasern.....	14, 37
Typ IIb Fasern.....	14, 37
Ultraschall.....	12
Volumen.....	92, 96, 99, 102f., 109
Wachstumskurve.....	4, 52ff.
Wärmeleitung.....	27ff.
Wärmemenge.....	25, 27ff.
Ziegan-Kombinationsreaktion.....	3, 37, 65
Zuchtstamm.....	52

## 7 Anhang

Technischen Zeichnungen (Maßstab in mm)

1. Die Vierkant- & Rundrohre
2. Der Verbindungswinkel
3. Die stumpfe Zange
4. Die spitze Zange

## 7 Anhang

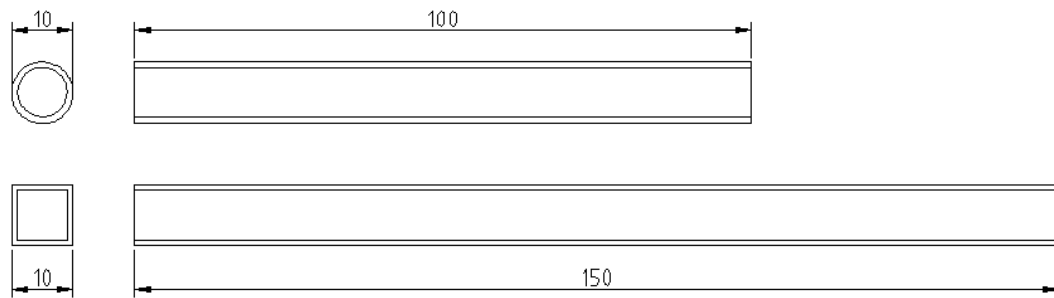


Abbildung 108: Das Rund- und Vierkantrohr (Material: eloxiertes Aluminium).

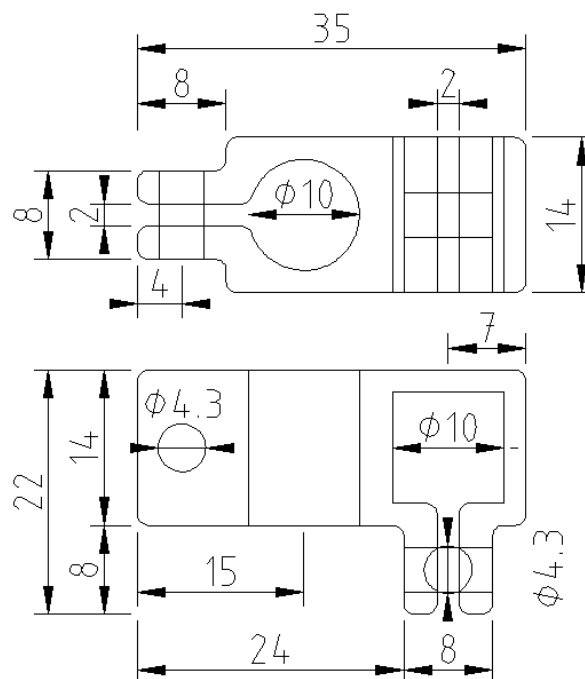


Abbildung 109: Winkelverbinder (Material: Aluminium).

## 7 Anhang

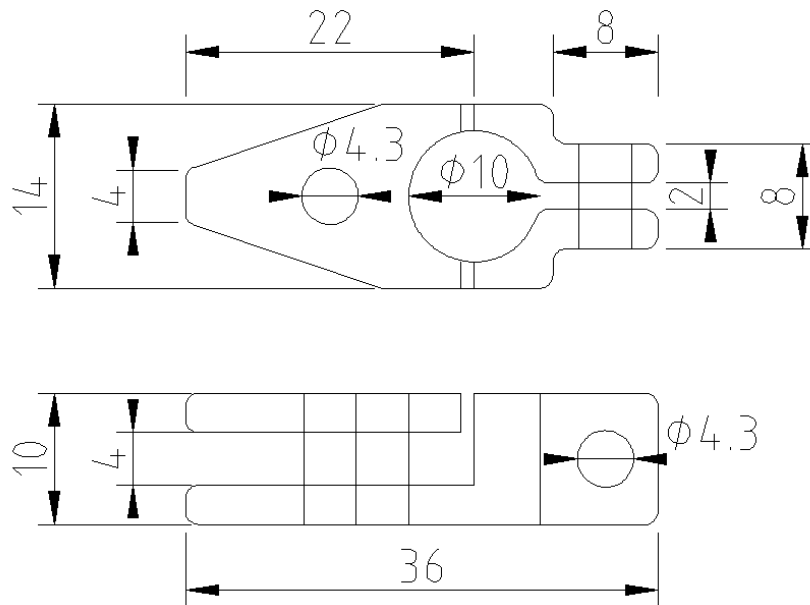


Abbildung 110: Stumpfe Zange (Material: Aluminium).

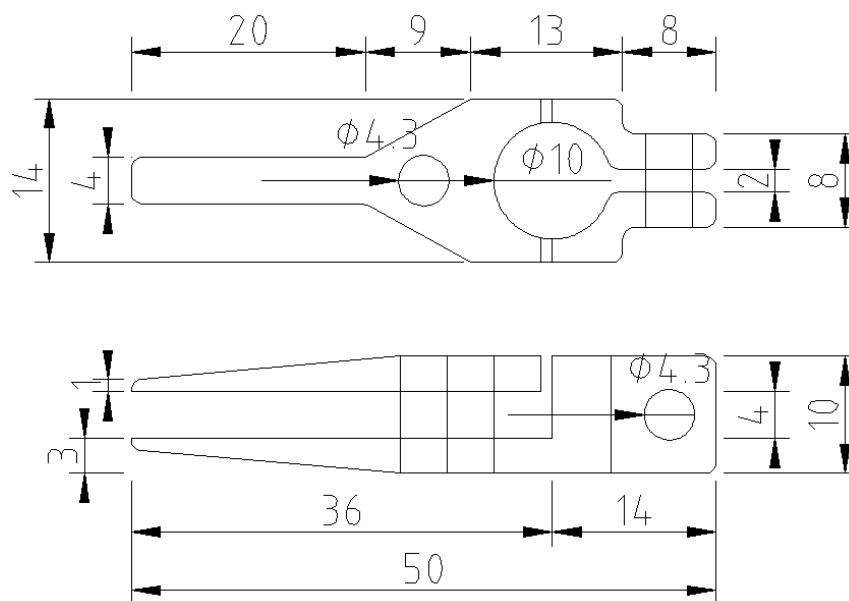


Abbildung 111: Spitze Zange (Material: Messing).



## 7 Anhang

**Tabelle 12:** Die Mittelwerte (Spalten) der Schnittwinkel [Grad] entlang der Bewegungsrichtungsachse (x-Achse) für die relaxierten (S2, S8, S9, S14) und kontrahierten Muskeln (S7, S10, S13) des M. soleus, sowie die Mittelwerte (Zeilen) der Muskeln (S9, S14) sowie (S10, S13) und deren Differenz.

x-Achse	4R-S2	8L-S8	7R-S9	10R-S14	Mittelwert	SD	8R-S7	7L-S10	10L-S13	Mittelwert	SD	Differenz
-20												
-18												
-16							3,14					
							4,45					
							4,03					
	5,49						4,24					
	4,74	6,14					3,65		5,36	5,36	0	
	4,79	6,09					3,57	7,5	5,93	6,72	0,79	
	4,96	5,79					3,27	4,42	4,33	4,38	0,05	
-14	4,76	4,92	8,5	4,1	6,3	2,2	3,16	6,06	5,32	5,69	0,37	-0,61
	4,57	4,81	6,01	5,34	5,67	0,34	3,27	4,42	4,33	4,38	0,05	-1,29
	4,35	4,18	5,42	4,98	5,2	0,22	3,3	3,65	4,61	4,13	0,48	-1,07
	4,62	3,81	4,47	4,37	4,42	0,05	3,2	3,5	4,26	3,88	0,38	-0,54
-12	4,53	3,48	4,2	3,65	3,92	0,28	3,04	3,33	4,2	3,77	0,43	-0,16
	4,4	3,63	3,68	3,61	3,64	0,03	3,08	3,49	3,68	3,58	0,1	-0,06
	4,7	3,42	3,47	3,86	3,66	0,19	3,09	3,57	3,53	3,55	0,02	-0,11
	4,79	3,75	3,31	4,03	3,67	0,36	3,03	3,71	3,2	3,46	0,25	-0,22
-10	4,82	4,03	3,2	3,93	3,57	0,36	2,84	3,72	3,05	3,39	0,33	-0,18
	4,81	4,07	3,2	4,04	3,62	0,42	2,86	3,5	3,12	3,31	0,19	-0,31
	4,59	4,23	3,04	4,03	3,54	0,49	2,96	3,42	3,19	3,3	0,12	-0,23
	4,3	4,33	3,02	3,92	3,47	0,45	3,03	3,1	2,91	3	0,09	-0,47
-8	3,99	4,49	3,15	3,64	3,4	0,24	2,86	3,01	2,87	2,94	0,07	-0,45
	3,73	4,33	3,2	3,13	3,16	0,04	2,9	3	2,81	2,9	0,1	-0,26
	3,63	4,44	3,17	3,09	3,13	0,04	2,85	3,01	2,6	2,81	0,2	-0,32
	3,43	4,49	3,04	2,96	3	0,04	2,74	3,06	2,61	2,83	0,23	-0,17
-6	3,25	4,61	3	2,68	2,84	0,16	2,66	2,87	2,75	2,81	0,06	-0,03
	3,28	4,57	2,89	2,47	2,68	0,21	2,63	2,7	2,6	2,65	0,05	-0,03
	3,31	4,6	2,93	2,55	2,74	0,19	2,63	2,65	2,6	2,63	0,02	-0,11
	3,42	4,62	2,62	2,54	2,58	0,04	2,71	2,61	2,69	2,65	0,04	0,07
-4	3,41	4,67	2,56	2,32	2,44	0,12	2,7	2,65	2,76	2,71	0,06	0,27
	3,6	4,71	2,5	2,34	2,42	0,08	2,71	2,67	2,69	2,68	0,01	0,26
	3,7	4,67	2,43	2,29	2,36	0,07	2,63	2,68	2,64	2,66	0,02	0,3
	3,83	4,67	2,39	2,38	2,39	0	2,57	2,68	2,76	2,72	0,04	0,33
-2	3,8	4,61	2,34	2,39	2,36	0,03	2,6	2,69	2,59	2,64	0,05	0,28
	4,01	4,79	2,29	2,36	2,33	0,04	2,7	2,69	2,71	2,7	0,01	0,37
	3,96	4,79	2,21	2,42	2,31	0,11	2,67	2,75	2,56	2,65	0,1	0,34
	4,27	4,98	2,27	2,45	2,36	0,09	2,77	2,79	2,64	2,71	0,07	0,35
0	4,54	4,97	2,27	2,48	2,38	0,11	2,81	2,79	2,76	2,78	0,01	0,4
	4,69	4,76	2,17	2,38	2,27	0,11	2,85	2,77	2,69	2,73	0,04	0,46
	4,57	4,71	2,13	2,46	2,29	0,16	2,98	2,8	2,67	2,73	0,06	0,44
	4,5	4,66	2,21	2,39	2,3	0,09	3,02	2,8	2,88	2,84	0,04	0,54
2	4,36	4,49	2,24	2,3	2,27	0,03	3,02	2,89	2,9	2,89	0	0,62
	4,36	4,55	2,38	2,41	2,4	0,01	3,19	2,87	2,87	2,87	0	0,47
	4,46	4,82	2,34	2,46	2,4	0,06	3,28	2,82	2,94	2,88	0,06	0,48
	4,67	4,97	2,4	2,4	2,4	0	3,39	2,87	3,17	3,02	0,15	0,62
4	4,8	5,05	2,4	2,39	2,39	0	3,66	2,98	3,32	3,15	0,17	0,75
	4,9	5,16	2,44	2,35	2,39	0,04	3,58	3,11	3,32	3,22	0,1	0,82
	4,8	5,17	2,58	2,2	2,39	0,19	3,6	3,08	3,67	3,38	0,29	0,99
	5,01	5,19	2,83	2,42	2,63	0,21	3,63	3,14	3,83	3,48	0,34	0,86
6	5,02	5,18	2,91	2,41	2,66	0,25	3,83	3,05	3,87	3,46	0,41	0,79
	4,87	4,98	3,11	2,63	2,87	0,24	3,86	2,93	3,98	3,45	0,52	0,58
	5,06	4,62	3,02	2,72	2,87	0,15	3,97	2,92	4,07	3,49	0,57	0,62
	5,27	4,6	2,89	2,84	2,87	0,03	4,07	2,92	4,05	3,48	0,56	0,62
8	5,08	4,42	2,78	3,06	2,92	0,14	4,2	2,85	3,79	3,32	0,47	0,4
	5,03	4,34	2,69	3,08	2,88	0,2	4,12	3,22	3,87	3,54	0,32	0,66
	4,71	3,96	2,77	3,58	3,17	0,4	4,05	3,8	4,73	4,26	0,47	1,09
	4,36	4	2,75	3,66	3,2	0,45	3,89	3,66	4,19	3,93	0,27	0,72
10	4,17	4,32	2,62	3,75	3,18	0,57	3,68	3,31	4,15	3,73	0,42	0,55
	3,92	4,17	2,4	3,85	3,13	0,72	3,43	3,17	4,25	3,71	0,54	0,58
	4,01	4,47	2,21	3,75	2,98	0,77	3,28	3,08	4,53	3,81	0,72	0,82
	3,98	4,72	3,01	4,14	3,57	0,56	3,38	3,1	5,62	4,36	1,26	0,79
12	4,14	4,27	4,42	4,19	4,31	0,12	3,59	3,95	5,09	4,52	0,57	0,22
	4,01	4,06	4,42	4,78	4,6	0,18	3,7	3,65	6,08	4,86	1,22	0,27
	3,51	4,72	3,65	4,99	4,32	0,67	3,87			6,71	0	2,39
	3,6	4,29	3,35	4,94	4,14	0,8	2,93					
14	3,51	3,8	3,47	4,3	3,89	0,41	4,54					
	3,5	4,26	3,05	4,81	3,93	0,88	5,63					
	3,09	4,97	2,74	4,99	3,87	1,12	4,28					
	2,77	5,38	2,45	4,7	3,58	1,13						
16	2,99		2,81	4,38	3,59	0,79						
	2,84		3,64		3,64	0						
	2,87											
	2,91											
18	3,07											
20												
Mittelwert	4,17	4,58	3,07	3,31	3,19	0,3	3,33	3,24	3,61	3,47	0,25	0,26
SD	0,69	0,53	1,03	0,94	0,87	0,37	0,61	0,81	1,03	0,93	0,28	0,58

## 7 Anhang

**Tabelle 13: Die Mittelwerte (Spalten) der Teilfiederungswinkel [Grad] entlang der Bewegungsrichtungsachse (x-Achse) für die relaxierten (S2, S8, S9, S14) und kontrahierten Muskeln (S7, S10, S13) des M. soleus, sowie die Mittelwerte (Zeilen) der Muskeln (S9, S14) sowie (S10, S13) und deren Differenz.**

x-Achse	4R-S2	8L-S8	7R-S9	10R-S14	Mittelwert	SD	8R-S7	7L-S10	10L-S13	Mittelwert	SD	Differenz
-20												
-18	11,54											
	6,78	15,97					11,91					
	8,48	9,52					11,25					
-16	6,83	12,9					9,1					
	6,83	9,89	7,92	10,59	9,26	1,33	10,18					
	7,98	11,37	13,8	9,86	11,83	1,97	8,52					
	8,2	11,6	7,09	6,49	6,79	0,3	4,83					
-14	5,88	11,49	5,9	8	6,95	1,05	5,74	15,7	14,37	12,61	1,21	5,66
	4,1	11,68	4,89	3,47	4,18	0,71	4,09	15,16	10,22	12,69	2,47	8,51
	5,23	9,67	4,88	4,53	4,71	0,18	3,2	12,89	8,66	10,78	2,11	6,07
	4,86	8,84	3,79	6,69	5,24	1,45	2,09	9,08	4,21	6,65	2,43	1,4
-12	5,31	8,22	2,95	6,74	4,85	1,89	2,92	7,67	4,4	6,04	1,63	1,19
	6,36	9,2	4,91	8,3	6,6	1,69	2,35	6,72	4,12	5,42	1,3	-1,18
	5,4	8,4	4,38	6,05	5,22	0,84	2,94	5,25	4,08	4,67	0,58	-0,55
	4,96	7,94	3,6	7,22	5,41	1,81	3,37	5,04	4,4	4,72	0,32	-0,69
-10	4,89	8,6	3,1	4,87	3,99	0,88	3,5	5,72	3,24	4,48	1,24	0,49
	4,15	8,61	2,72	3,26	2,99	0,27	3,93	6,42	3,44	4,93	1,49	1,94
	3,43	7,38	3,13	2,7	2,92	0,22	3,03	6,74	4,18	5,46	1,28	2,54
	4,45	7,4	2,97	4,02	3,5	0,52	3,68	6,55	4,84	5,7	0,86	2,2
-8	3,58	7,54	4	3,21	3,6	0,4	3,39	5,23	3,52	4,37	0,86	0,77
	3,99	7,19	3,53	2,6	3,06	0,47	2,78	5,34	4,36	4,85	0,49	1,79
	3,94	7,2	2,85	1,87	2,36	0,49	2,69	5,16	4,37	4,77	0,39	2,41
	3,75	7,39	2,56	1,81	2,18	0,37	1,97	4,97	3,09	4,03	0,94	1,84
-6	3,67	6,63	2,18	2,54	2,36	0,18	1,85	4,91	4,11	4,51	0,4	2,15
	3,51	6,82	2,46	2,11	2,28	0,17	1,68	4,84	2,91	3,87	0,97	1,59
	4,09	6,99	2,53	1,77	2,15	0,38	1,63	5,03	2,48	3,75	1,28	1,6
	4,06	6,96	2,56	1,54	2,05	0,51	1,17	4,86	2,34	3,6	1,26	1,55
-4	4,18	6,41	2,17	1,2	1,68	0,48	1,11	5	2,51	3,75	1,25	2,07
	3,47	6,82	2,03	1,48	1,76	0,28	1,01	5,13	2,64	3,88	1,24	2,13
	4,38	6,37	2,24	1,86	2,05	0,19	1,08	4,94	2,47	3,7	1,24	1,65
	4,26	6,4	2,59	1,47	2,03	0,56	1,53	4,54	2,19	3,36	1,17	1,33
-2	3,5	6,73	2,46	1,57	2,02	0,45	1,62	4,94	2,91	3,92	1,02	1,91
	3,87	7,44	2,34	2,16	2,25	0,09	1,54	4,93	2,65	3,79	1,14	1,54
	3,06	7,07	2	1,82	1,91	0,09	1,38	4,86	2,63	3,74	1,12	1,83
0	4,33	7,11	2,12	1,81	1,96	0,15	1,89	4,65	2,31	3,48	1,17	1,51
	4,78	7,33	2,22	1,37	1,8	0,43	1,91	4,67	2,27	3,47	1,2	1,67
	5,55	7,55	2,22	1,15	1,68	0,53	2,32	4,92	3,14	4,03	0,89	2,35
	4,22	7,09	2,56	1,46	2,01	0,55	2,26	5,16	4,31	4,73	0,42	2,72
	5,99	7,12	2,85	1,7	2,28	0,58	2,43	5,43	4,06	4,74	0,68	2,47
2	4,88	7,58	3,13	1,93	2,53	0,6	2,09	5,57	4,31	4,94	0,63	2,41
	5,72	7,41	3,9	1,02	2,46	1,44	3,1	6,26	5,42	5,84	0,42	3,38
	5,74	7,87	4,3	1,28	2,79	1,51	2,77	6,96	4,37	5,66	1,3	2,88
	6,92	7,98	3,97	1,49	2,73	1,24	2,9	6,49	5,61	6,05	0,44	3,32
4	7,14	8,03	4,47	1,99	3,23	1,24	2,93	6,84	7,11	6,98	0,13	3,75
	5,04	7,73	6,1	1,48	3,79	2,31	3,97	6,9	7,54	7,22	0,32	3,44
	5,03	7,34	6,81	2,42	4,61	2,19	3,76	7,42	6,64	7,03	0,39	2,42
	4,68	6,81	7,87	2,44	5,16	2,71	3,56	7,09	5,84	6,47	0,62	1,31
6	5,29	6,95	7,6	3,16	5,38	2,22	4,31	8,71	5,24	6,98	1,73	1,6
	6,95	7,88	6,55	3,76	5,16	1,4	3,85	8,72	7,26	7,99	0,73	2,83
	6,39	7,93	6,37	3,5	4,93	1,44	2,92	8,72	7,32	8,02	0,7	3,09
	8,33	8,06	5,98	5,38	5,68	0,3	4,07	8,82	6,45	7,63	1,19	1,95
8	4,43	7,91	5,82	5,18	5,5	0,32	3,82	8,83	8,37	8,6	0,23	3,11
	4,75	8,23	6,47	3,75	5,11	1,36	3,5	9,18	5,89	7,53	1,65	2,43
	6,69	6,95	6,72	3,86	5,29	1,43	4,23	9,27	3,78	6,52	2,75	1,24
	4,37	8,2	5,9	2,86	4,38	1,52	4,98	6,85	2,74	4,8	2,06	0,42
10	5,51	8,72	6,34	3,73	5,03	1,3	5,93	6,65	3,91	5,28	1,37	0,24
	6,44	8,11	3,68	8,6	6,14	2,46	8,17	9,95	6,51	8,23	1,72	2,09
	7,8	7,81	4,92	9,46	7,19	2,27	7,12	13,06	8,39	10,73	2,34	3,53
	12,59	8,87	3,5	15,49	9,49	5,99	7,69	12,34	7,8	10,07	2,27	0,58
12	10,28	9,92	5,76	20,57	13,16	7,41	6,78	8,09	9,49	8,79	0,7	-4,38
	3,51	8,16	6,71	6,86	6,78	0,08	7,85	8,61	5,37	6,99	1,62	0,21
	7,37	13,27	13,68	18			12,48					
	1,77	16,15	5,1	11,73			7,89					
14	1,51	15,73	4,51	2,42			11,58					
	8,29		1,78	6,03			17,6					
	7,17		3,69									
16	6,74											
	5,12											
	7,75											
18												
20												
Mittelwert	5,54	8,55	4,49	4,55	4,29	1,14	4,43	7,18	5,1	5,98	1,14	1,97
SD	2,02	2,26	2,43	4,1	2,49	1,3	3,35	2,71	2,69	2,31	0,63	1,8

## 7 Anhang

**Tabelle 14:** Die Mittelwerte (Spalten) des Fiederungswinkels [Grad] entlang der Bewegungsrichtungsachse (x-Achse) für die relaxierten (S2, S8, S9, S14) und kontrahierten Muskeln (S7, S10, S13) des M. soleus, sowie die Mittelwerte (Zeilen) der Muskeln (S9, S14) sowie (S10, S13) und deren Differenz.

x-Achse	4R-S2	8L-S8	7R-S9	10R-S14	Mittelwert	SD	8R-S7	7L-S10	10L-S13	Mittelwert	SD	Differenz
-20	11,7											
-18	8,87	22,11										
	11,18	14,54										
	10,76	16,88										
	9,48	13,22	15,25	13,96	14,6	0,65	9,13					
	10,12	14,16	17,26	11,68	14,47	2,79	12,99					
-16	10,34	13,37	12,54	9,79	11,16	1,38	11,3					
	8,27	13,19	9,16	9,69	9,42	0,27	12,29					
	7,06	13,56	8,41	6,4	7,41	1,01	10,61		20,86			
	7,42	11,88	7,79	6,68	7,23	0,55	6,92	19,85	17,11			
-14	7,5	11,12	6,49	8,26	7,37	0,88	7,22	14,11	13,94			
	8,1	11,38	5,33	8,02	6,67	1,34	6,25	16,79	12,01			
	8,9	12,43	7,16	9,69	8,42	1,27	5,09	14,32	10,59			
	7,9	11,12	6,83	8,22	7,52	0,69	4,3	10,39	7,15	8,77	1,62	1,25
-12	7,5	11,49	5,89	8,76	7,32	1,43	5,32	9,46	6,79	8,12	1,34	0,8
	7,04	12,29	5,33	6,74	6,04	0,7	4,62	8,14	6,51	7,33	0,81	1,29
	6,26	12,3	4,98	5,38	5,18	0,2	5,12	7,85	6,08	6,96	0,88	1,78
	5,86	10,49	5,53	4,9	5,21	0,32	5,47	7,77	6,3	7,03	0,74	1,82
-10	6,51	10,71	5,47	5,46	5,47	0	5,38	8,52	5,36	6,94	1,58	1,47
	5,91	10,69	6,58	4,94	5,76	0,82	5,65	9	5,71	7,36	1,64	1,59
	6,05	10,73	5,86	3,82	4,84	1,02	5,52	9,44	6,18	7,81	1,63	2,97
	6,23	10,49	5,18	3,58	4,38	0,8	5,72	9,47	6,9	8,19	1,28	3,81
-8	5,75	10,64	4,78	3,8	4,29	0,49	5,32	8	5,29	6,64	1,35	2,35
	5,84	10,42	4,25	4,36	4,31	0,06	4,83	8,05	6	7,03	1,02	2,72
	5,71	10,84	4,67	3,84	4,26	0,41	4,55	7,6	6,16	6,88	0,72	2,63
	6,15	10,97	4,7	3,41	4,05	0,65	3,84	7,74	5,17	6,46	1,29	2,4
-6	6,42	10,97	4,63	3,1	3,87	0,76	3,69	7,57	5,82	6,7	0,87	2,83
	6,49	10,52	4,17	3,14	3,65	0,51	3,48	7,44	4,67	6,06	1,39	2,4
	6,03	10,73	3,86	3,09	3,47	0,38	3,41	7,51	4,25	5,88	1,63	2,4
	6,87	10,23	4,15	3,37	3,76	0,39	3,27	7,22	4,5	5,86	1,36	2,09
-4	6,8	10,06	4,29	3,22	3,76	0,54	3,25	7,48	4,71	6,1	1,38	2,34
	6,68	10,66	4,37	3,56	3,97	0,41	3,31	7,4	4,45	5,92	1,47	1,96
	7,03	11,11	4,22	3,88	4,05	0,17	3,28	7,28	4,54	5,91	1,37	1,86
	6,73	10,38	3,76	3,63	3,7	0,06	3,43	7,05	4,18	5,61	1,43	1,92
-2	7,5	10,59	3,84	3,54	3,69	0,15	3,67	7,26	4,61	5,93	1,32	2,24
	7,84	10,6	3,79	3,13	3,46	0,33	3,66	7,31	4,58	5,95	1,37	2,49
	8,65	10,96	3,93	2,86	3,39	0,53	3,45	7,36	4,54	5,95	1,41	2,56
	7,69	10,25	4,37	3,1	3,73	0,63	4,28	7,3	4,39	5,84	1,45	2,11
0	8,7	10,58	4,4	3,33	3,87	0,54	4,08	7,42	4,66	6,04	1,38	2,17
	8,16	11,1	4,7	3,45	4,08	0,62	4,24	7,62	5,1	6,36	1,26	2,29
	8,83	10,98	5,43	2,88	4,16	1,28	4,78	7,9	6,02	6,96	0,94	2,81
	8,71	11,22	6,19	2,97	4,58	1,61	5,11	8,15	5,99	7,07	1,08	2,49
2	9,85	11,69	6,08	3,31	4,69	1,39	4,26	8,49	6,05	7,27	1,22	2,57
	9,85	11,64	6,76	3,4	5,08	1,68	5,38	9,22	7,04	8,13	1,09	3,05
	8,44	11,37	7,93	3,21	5,57	2,36	5,26	9,85	6,35	8,1	1,75	2,53
	8,11	10,73	8,95	4,03	6,49	2,46	5,38	9,66	7,36	8,51	1,15	2,02
4	8,09	10,17	9,98	4,34	7,16	2,82	5,58	9,8	8,55	9,17	0,62	2,01
	8,52	10,94	9,16	4,81	6,98	2,18	6,29	10,25	8,74	9,49	0,76	2,51
	9,67	11,73	8,39	5,3	6,85	1,55	6,06	10,72	8,54	9,63	1,09	2,78
	9,08	11,88	8,42	5,5	6,96	1,46	6,11	10,45	7,65	9,05	1,4	2,09
6	10,21	11,36	8,01	7,51	7,76	0,25	6,76	11,85	6,84	9,35	2,5	1,59
	7,32	11,2	8,37	7,3	7,84	0,54	6,22	11,81	8,52	10,17	1,65	2,33
	7,32	11,37	8,72	5,83	7,27	1,44	5,8	11,89	9,44	10,67	1,23	3,4
	8,26	10,36	8,31	6,05	7,18	1,13	6,59	11,72	9,06	10,39	1,33	3,21
8	7,14	11,58	7,65	5,32	6,48	1,16	6,65	11,53	9,82	10,67	0,85	4,19
	7,37	12,81	8,63	6,52	7,58	1,06	6,03	11,84	7,92	9,88	1,96	2,31
	8,31	12,17	7,62	10,12	8,87	1,25	6,82	12,94	7,41	10,17	2,76	1,3
	10,18	10,76	8,55	11,36	9,95	1,4	7,07	11,19	5,22	8,2	2,98	-1,75
10	13,16	11,8	6,99	17,17	12,08	5,09	7,82	9,71	5,7	7,71	2,01	-4,37
	13,33	12,51	7,5	22,17		7,34	9,94	12,58	7,62	10,1	2,48	
	7,1	10,43	8,71	9,15		0,22	9,45	15,01	9,91	12,46	2,55	
	8,09	14,75	14,94	17,7		1,38	9,62	14,11	11,42	12,76	1,35	
12	5,06	19,14	9,11	13,93		2,41	9,87	12,25	12,62	12,44	0,18	
	3,95	16,14	6,68	5,28		0,7	9,84	12,56	10,46	11,51	1,05	
	8,51		5,06	7,03		0,98	13,64		19,29			
	7,46		6,64			0	9,98					
14	6,27						14,32					
	6,79						19,54					
	9,02						29,5					
16												
18												
20												
Mittelwert	7,94	11,88	6,88	6,39	6,21	1,11	6,89	9,91	7,59	8,03	1,39	2,08
SD	1,78	2,14	2,81	4,05	2,63	1,18	4,26	2,76	3,58	1,96	0,54	1,31

## 7 Anhang

**Tabelle 15:** Die Mittelwerte (Spalten) der Raumkrümmung [1/mm] entlang der Bewegungsrichtungsachse (x-Achse) für die relaxierten (S2, S8, S9, S14) und kontrahierten Muskeln (S7, S10, S13) des M. soleus, sowie die Mittelwerte (Zeilen) der Muskeln (S9, S14) sowie (S10, S13) und deren Differenz.

x-Achse	4R-S2	8L-S8	7R-S9	10R-S14	Mittelwert	SD	8R-S7	7L-S10	10L-S13	Mittelwert	SD	Differenz
-20												
-18												
-16	0,74	0,69					0,38					
	0,39	0,8					0,34					
	0,38	0,63					0,41					
	0,38	0,53	0,32	0,52	0,42	0,1	0,27		0,67			
	0,36	0,4	0,66	0,64	0,65	0,01	0,24	0,41	0,62			
-14	0,35	0,31	0,63	0,58	0,6	0,02	0,22	0,71	0,42	0,57	0,15	-0,04
	0,32	0,32	0,4	0,44	0,42	0,02	0,27	0,4	0,41	0,41	0	-0,02
	0,34	0,24	0,36	0,32	0,34	0,02	0,29	0,26	0,5	0,38	0,12	0,04
	0,32	0,24	0,26	0,31	0,29	0,02	0,28	0,27	0,36	0,31	0,05	0,03
-12	0,35	0,22	0,25	0,36	0,31	0,05	0,21	0,25	0,37	0,31	0,06	0
	0,34	0,25	0,21	0,37	0,29	0,08	0,21	0,23	0,28	0,25	0,03	-0,04
	0,36	0,27	0,21	0,32	0,26	0,06	0,21	0,23	0,24	0,24	0	-0,03
	0,38	0,3	0,21	0,36	0,29	0,08	0,19	0,26	0,2	0,23	0,03	-0,06
-10	0,34	0,31	0,2	0,41	0,3	0,1	0,18	0,26	0,21	0,23	0,03	-0,07
	0,33	0,31	0,17	0,31	0,24	0,07	0,17	0,22	0,2	0,21	0,01	-0,03
	0,28	0,31	0,17	0,27	0,22	0,05	0,18	0,23	0,2	0,22	0,01	-0,01
	0,23	0,27	0,2	0,23	0,21	0,01	0,17	0,19	0,19	0,19	0	-0,02
-8	0,22	0,29	0,19	0,21	0,2	0,01	0,16	0,17	0,19	0,18	0,01	-0,02
	0,2	0,33	0,18	0,2	0,19	0,01	0,14	0,17	0,17	0,17	0	-0,02
	0,18	0,33	0,16	0,17	0,17	0	0,14	0,17	0,14	0,16	0,02	-0,01
	0,18	0,29	0,16	0,14	0,15	0,01	0,14	0,17	0,14	0,16	0,01	0,01
-6	0,19	0,29	0,16	0,15	0,15	0,01	0,12	0,16	0,15	0,15	0	0
	0,2	0,32	0,13	0,13	0,13	0	0,12	0,14	0,15	0,15	0,01	0,02
	0,2	0,32	0,14	0,11	0,12	0,02	0,13	0,14	0,15	0,15	0	0,02
	0,21	0,32	0,12	0,12	0,12	0	0,13	0,14	0,16	0,15	0,01	0,03
-4	0,24	0,33	0,11	0,12	0,12	0,01	0,12	0,13	0,16	0,15	0,02	0,03
	0,24	0,33	0,11	0,12	0,11	0	0,13	0,13	0,15	0,14	0,01	0,03
	0,25	0,31	0,11	0,12	0,11	0	0,13	0,13	0,16	0,15	0,01	0,04
	0,26	0,3	0,1	0,12	0,11	0,01	0,12	0,13	0,16	0,14	0,02	0,03
-2	0,24	0,33	0,1	0,11	0,1	0,01	0,12	0,12	0,15	0,14	0,02	0,03
	0,29	0,35	0,1	0,1	0,1	0	0,13	0,13	0,15	0,14	0,01	0,04
	0,33	0,33	0,1	0,1	0,1	0	0,13	0,14	0,13	0,14	0,01	0,04
	0,36	0,33	0,1	0,1	0,1	0	0,13	0,13	0,16	0,15	0,01	0,04
0	0,36	0,33	0,09	0,12	0,1	0,01	0,14	0,13	0,18	0,16	0,03	0,05
	0,34	0,31	0,09	0,11	0,1	0,01	0,15	0,13	0,16	0,14	0,02	0,04
	0,33	0,3	0,09	0,1	0,1	0	0,17	0,14	0,15	0,15	0,01	0,05
	0,31	0,3	0,1	0,12	0,11	0,01	0,18	0,14	0,19	0,17	0,02	0,06
2	0,3	0,34	0,11	0,11	0,11	0	0,16	0,15	0,19	0,17	0,02	0,06
	0,35	0,36	0,12	0,1	0,11	0,01	0,2	0,15	0,19	0,17	0,02	0,06
	0,37	0,38	0,12	0,1	0,11	0,01	0,2	0,14	0,2	0,17	0,03	0,06
	0,37	0,38	0,11	0,09	0,1	0,01	0,21	0,15	0,19	0,17	0,02	0,07
4	0,4	0,42	0,13	0,08	0,11	0,02	0,24	0,16	0,21	0,19	0,02	0,08
	0,41	0,42	0,16	0,1	0,13	0,03	0,23	0,18	0,23	0,21	0,02	0,07
	0,39	0,4	0,18	0,12	0,15	0,03	0,23	0,19	0,26	0,22	0,03	0,08
	0,42	0,36	0,19	0,14	0,16	0,02	0,24	0,2	0,32	0,26	0,06	0,1
6	0,42	0,37	0,19	0,12	0,16	0,04	0,26	0,19	0,35	0,27	0,08	0,11
	0,44	0,36	0,19	0,14	0,16	0,03	0,26	0,19	0,38	0,28	0,09	0,12
	0,48	0,35	0,15	0,17	0,16	0,01	0,31	0,2	0,33	0,27	0,07	0,11
	0,49	0,32	0,14	0,16	0,15	0,01	0,35	0,21	0,35	0,28	0,07	0,12
8	0,48	0,3	0,15	0,17	0,16	0,01	0,34	0,19	0,36	0,27	0,08	0,11
	0,43	0,36	0,15	0,19	0,17	0,02	0,35	0,26	0,43	0,35	0,08	0,18
	0,46	0,34	0,14	0,19	0,17	0,02	0,29	0,33	0,51	0,42	0,09	0,25
	0,45	0,34	0,12	0,22	0,17	0,05	0,29	0,31	0,39	0,35	0,04	0,18
10	0,49	0,41	0,15	0,27	0,21	0,06	0,26	0,3	0,3	0,3	0	0,09
	0,37	0,38	0,29	0,34	0,32	0,02	0,27	0,33	0,3	0,32	0,02	0
	0,36	0,3	0,45	0,35	0,4	0,05	0,31	0,29	0,32	0,3	0,02	-0,1
	0,31	0,32	0,55	0,4	0,47	0,08	0,31	0,25	0,58	0,42	0,17	-0,05
12	0,36	0,43	0,48	0,56	0,52	0,04	0,27	0,23	0,52	0,37	0,15	-0,14
	0,36	0,24	0,34	0,55	0,44	0,11	0,34	0,28	0,48	0,38	0,1	-0,06
	0,32	0,2	0,35	0,38	0,37	0,01	0,3			0,39	0	0,02
	0,33	0,19	0,46	0,51	0,48	0,02	0,22					
14	0,29	0,48	0,38	0,42	0,4	0,02	0,56					
	0,2	0,13	0,28	0,48	0,38	0,1	0,39					
	0,23	0,39	0,22	0,32	0,27	0,05	0,48					
	0,21	0,48	0,23		0,23	0						
16	0,14											
	0,08											
	0,09											
18												
20												
Mittelwert	0,32	0,35	0,21	0,24	0,23	0,03	0,23	0,21	0,28	0,24	0,04	0,03
SD	0,11	0,11	0,13	0,15	0,14	0,03	0,1	0,1	0,14	0,1	0,04	0,07

## 7 Anhang

**Tabelle 16:** Die Summen und Mittelwerte (Spalten) der Teilvolumen [mm<sup>3</sup>] entlang der Bewegungsrichtungsachse (x-Achse) für die relaxierten (S2, S8, S9, S14) und kontrahierten Muskeln (S7, S10, S13) des M. soleus, sowie die Mittelwerte (Zeilen) der Muskeln (S9, S14) sowie (S10, S13) und deren Differenz.

x-Achse	4R-S2	8L-S8	7R-S9	10R-S14	Mittelwert	SD	8R-S7	7L-S10	10L-S13	Mittelwert	SD	Differenz
-20												
-18												
-16	0,25 0,63 0,75 1,13 1,25 1,63 1,63	0,88 1,25 0,88 0,75 0,63					0,63 1 1,5 1,5 1,38 1,5					
-14	1,63 2 2,5 2,63 2,63 2,88 3,38 3,63	1 1,63 1,38 2,63 2,25 2,5 2,63 2,88	1,38 1,75 2 2,13 2,25 2,38 2,5 2,63	1,13 1,13 1,38 1,5 1,63 1,5 1,75 2,13	1,25 1,44 1,69 1,81 1,94 1,94 2,13 2,38	0,13 0,31 0,31 0,25 0,31 0,44 0,38 0,25	1,63 1,88 2 2 2,38 2,5 2,75 2,88	0,5 1,13 1 1,25 1,63 1,75 1,75 1,75	0,5 0,75 1 1,13 1,38 1,38 1,38 1,38	0,5 0,94 1 1,19 1,38 1,56 1,56 1,56	0 0,19 0 0,06 0,25 0,19 0,19 0,25	-0,63 -0,75 -0,75 -0,5 -0,69 -0,63 -0,56 -0,38 -0,56 -0,81
-12	4 4,25 4,25 4,63 4,63 5,13 5 5	3,13 3,25 3,38 3,75 4,13 4,38 4,25 4,25	2,63 2,63 3,13 3 3 2,88 3 3	2,13 2,25 2,25 2,25 2,5 2,63 2,63 2,63	2,38 2,44 2,69 2,63 2,75 2,75 2,81 2,81	0,25 0,19 0,44 0,38 0,13 0,19 0,19	3 3,25 3,63 3,63 4 4,38 4,5 4,5	1,88 2 2,75 2,88 3 3,13 3,5 3,5	1,38 1,5 1,63 1,75 1,88 2 2,25 2,25	1,63 1,75 2,19 2,31 2,44 2,56 2,88 2,88	0,25 0,56 0,56 0,56 0,63 0,63 0,63 0,63	-0,75 -0,69 -0,5 -0,31 0,13 0,06 0,38 0,44
-8	5,13 5 5 5,13 5 5,13 5,13 5,38 5,63 5,63 5,88 6	4,38 4,25 4,25 4,13 4,38 4,38 4 4,13	3 3,38 3,63 3,75 3,88 3,88 3,75 3,88	2,63 2,75 2,63 2,63 2,75 2,75 2,75 2,63	2,81 3,06 3,13 3,19 3,31 3,31 3,25 3,31	0,19 0,31 0,5 0,56 0,56 0,5 0,5 0,56	4,5 4,63 4,5 4,5 4,5 4,75 4,75 4,88	3,75 4,13 4,25 4,25 4,75 5 5,38 5,38	2,63 2,88 3 3,13 3,25 3,13 3,38 3,38	3,19 3,5 3,63 3,69 4,06 4,19 4,38 4,44	0,56 0,63 0,63 0,56 0,94 0,81 1 1,06	0,44 0,5 0,5 0,69 0,81 0,94 1,06 1,19
-2	6,25 5,75 5,5 5,25 5,25 4,88 4,75 4,5	4,25 4,5 4,5 4,75 4,5 4,38 4,13 4,25	3,88 3,88 3,88 3,75 3,75 4 3,88 3,75	2,63 2,88 2,75 2,63 2,63 2,5 2,5 2,5	3,25 3,38 3,31 3,19 3,19 3,25 3,19 3,13	0,63 0,5 0,56 0,69 0,69 0,75 0,69 0,63	4,88 4,88 5 5 5 4,88 5,13 4,63	5,5 5,5 5,75 5,5 5,5 5,5 5,38 5	3,38 3,25 3,25 3,25 3,25 3,38 3,38 3,38	4,44 4,38 4,5 4,38 4,06 4,31 4,38 4,19	1,06 1,13 1,25 1,13 0,94 0,94 1 0,81	1,19 1 1,19 1,19 1,31 1,06 1,19 1,06
0	4,88 4,75 4,5 4,25 4,25 4,88 4,75 4,5	4,38 4,13 4,25 4,63 4,63 4,38 4,13 4,25	4 3,88 3,75 3,88 3,88 4 3,88 3,75	2,5 2,5 2,5 2,5 2,5 2,38 2,38 2,38	3,25 3,19 3,13 3,19 3,19 3,06 3,06 3,06	0,75 0,69 0,63 0,69 0,69 0,69 0,69 0,69	5,13 5,13 4,63 4,88 4,88 4,5 4,63 4,63	5,25 5,38 5 5,13 5,13 4,63 4,13 3,88	3,38 3,38 3,25 3,38 3,38 2,75 2,63 2,38	4,31 4,38 4,19 4,19 4,06 4,31 3,88 3,13	0,94 1 0,81 0,94 0,94 0,94 0,75 0,75	1,06 1,19 1,06 1,19 1,31 1,06 0,19 0,19
2	4,88 4,75 4,5 4,25 4,25 4,88 4,75 4,5	4,38 4,13 4,25 4,63 4,63 4,38 4,13 4,25	4 3,88 3,75 3,88 3,88 4 3,88 3,75	2,5 2,5 2,5 2,5 2,5 2,38 2,38 2,38	3,25 3,19 3,13 3,19 3,19 3,06 3,06 3,06	0,75 0,69 0,63 0,69 0,69 0,69 0,69 0,69	5,13 5,13 4,63 4,88 4,88 4,5 4,63 4,63	5,25 5,38 5 5,13 5,13 4,63 4,13 3,88	3,38 3,38 3,25 3,38 3,38 2,75 2,63 2,38	4,31 4,38 4,19 4,19 4,06 4,31 3,88 3,13	0,94 1 0,81 0,94 0,94 0,94 0,75 0,75	1,06 1,19 1,06 1,19 1,31 1,06 0,19 0,19
4	3,38 3 3 3,13 3 2,88 2,75 2,75	4 3,88 3,88 3,13 3,25 3 3 2,5	3,63 3,25 2,88 2,75 2,63 2,38 1,88 1,75	2,25 2,25 2,25 2,38 2,25 2,13 2 2,13	2,94 2,75 2,56 2,56 2,44 2,25 1,94 1,94	0,69 0,5 0,31 0,19 0,19 0,13 0,06 0,19	4,63 4,25 4 4 3,75 3,88 3,88 3,88	3,88 3,25 3,13 2,75 2,5 2,25 2,25 2	2,38 2,25 2 1,88 1,63 1,63 1,63 1,63	3,13 2,75 2,06 1,94 1,94 1,81 1,5 1,44	0,75 0,5 0,44 0,31 0,31 0,19 0,13 0,31	0,19 0 -0,25 -0,38 -0,31 -0,13 0,25 0,13
6	3,38 3 3 2,88 2,75 2,75 2,63 2,63	4 3,88 3,88 3,13 3,25 3 3 2,5	3,63 3,25 2,88 2,75 2,63 2,38 1,88 1,75	2,25 2,25 2,25 2,13 2,25 2,13 2 2,13	2,94 2,75 2,56 2,56 2,44 2,25 1,94 1,94	0,69 0,5 0,31 0,19 0,19 0,13 0,06 0,19	4,63 4,25 4 4 3,75 3,88 3,88 3,88	3,88 3,25 3,13 2,75 2,5 2,25 2,25 2	2,38 2,25 2 1,88 1,63 1,63 1,63 1,63	3,13 2,75 2,06 1,94 1,94 1,81 1,5 1,44	0,75 0,5 0,44 0,31 0,31 0,19 0,13 0,31	0,19 0 -0,25 -0,38 -0,31 -0,13 0,25 0,13
8	2,38 2 2,13 2,13 1,75 1,75 1,63 1	2,25 2,13 1,13 1,13 0,88 0,88 1,13 1	1,63 1,5 1,13 1,13 0,88 0,88 1,13 1	1,5 1,5 1,38 1,38 1,38 1,25 1,25 0,88	1,56 1,31 1,13 1,13 1,13 1,19 1,19 1	0,06 0,19 0,25 0,25 0,25 0,06 0,06 0,13	3,88 3,5 3,13 3,13 3,13 3 2,75 2,38	1,75 1,75 1,88 1,75 1,75 1,38 1,5 1,13	1,13 1,13 1 1 1 1,25 1 0,88	1,44 1,44 1,44 1,44 1,44 1,31 1,25 1	0,31 0,31 0,31 0,31 0,31 0,06 0,25 0,13	-0,13 0,13 0,31 0,13 0,31 0,06 0,06 0
10	1,63 1 0,75 0,38 0,38 0,38 0,38 0,38	1,13 1 0,75 0,5 0,25 0,25 0,13 0,13	1,13 1,13 1,13 1 1 1 1 1	1,25 1,25 0,25 0,38 0,38 0,38 0,25 0,25	1,19 0,69 0,69 0,69 0,69 0,69 0,69 0,69	0,06 0,31 0,44 0,31 0,44 0,31 0,31 0,31	2,75 2,38 2,25 1,63 1,63 1,25 1,25 1,25	1,5 1,13 0,75 0,38 0,38 1,38 1,38 1,38	1 0,88 0,5 0,5 0,5 1,25 1,25 1,25	1,25 1,31 1,25 1,25 1,25 1,31 1,31 1,31	0,25 0,13 0,19 0,19 0,19 0,06 0,06 0,06	0,06 0 -0,06 -0,13 -0,13 0,13 0,13 0,13
12	0,38 0,38 0,38 0,38 0,38 0,38 0,38 0,38	0,5 0,25 0,25 0,25 0,25 0,25 0,25 0,25	1,13 1 1 1 1 1 1 1	0,38 0,38 0,38 0,38 0,38 0,38 0,38 0,38	0,69 0,69 0,69 0,69 0,69 0,69 0,69 0,69	0,31 0,31 0,31 0,31 0,31 0,31 0,31 0,31	1,63 1,25 1,25 1,25 1,25 1,25 1,25 1,25	1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38	1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38	1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38	0,31 0,31 0,31 0,31 0,31 0,31 0,31 0,31	0,13 0,13 0,13 0,13 0,13 0,13 0,13 0,13
14	0,38 0,38 0,38 0,38 0,38 0,38 0,38 0,38	0,5 0,25 0,25 0,25 0,25 0,25 0,25 0,25	1,13 1 1 1 1 1 1 1	0,38 0,38 0,38 0,38 0,38 0,38 0,38 0,38	0,69 0,69 0,69 0,69 0,69 0,69 0,69 0,69	0,31 0,31 0,31 0,31 0,31 0,31 0,31 0,31	1,63 1,25 1,25 1,25 1,25 1,25 1,25 1,25	1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38	1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38	1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38	0,31 0,31 0,31 0,31 0,31 0,31 0,31 0,31	0,13 0,13 0,13 0,13 0,13 0,13 0,13 0,13
16	0,25 0,25 0,25 0,25 0,25 0,25 0,25 0,25	0,5 0,25 0,25 0,25 0,25 0,25 0,25 0,25	1,13 1 1 1 1 1 1 1	0,38 0,38 0,38 0,38 0,38 0,38 0,38 0,38	0,69 0,69 0,69 0,69 0,69 0,69 0,69 0,69	0,31 0,31 0,31 0,31 0,31 0,31 0,31 0,31	1,63 1,25 1,25 1,25 1,25 1,25 1,25 1,25	1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38	1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38	1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38 1,38	0,31 0,31 0,31 0,31 0,31 0,31 0,31 0,31	0,13 0,13 0,13 0,13 0,13 0,13 0,13 0,13
18												
20												
Summe	210,38	181,13	155,25	116,25	136,25	21,5	219,13	168,75	111,88	140,44	29,06	7,50
Mittelwert	3,05	2,83	2,5	1,91	2,2	0,35	3,37	3,07	1,96	2,46	0,51	0,13
SD	1,84	1,47	1,12	0,79	0,94	0,21	1,38	1,63	1,02	1,35	0,35	0,64

## 7 Anhang

**Tabelle 17:** Die Mittelwerte (Spalten) der Schnittwinkel [Grad] entlang der Bewegungsrichtungsachse (x-Achse) für die relaxierten (GM3, GM5) und kontrahierten Muskeln (GM1, GM2, GM3) des M. soleus, sowie die Mittelwerte (Zeilen) der Muskeln (GM3, GM5) sowie (GM2, GM3) und deren Differenz.

x-Achse	11R-GM3	12L-GM5	Mittelwert	SD	10R-GM1	11L-GM2	12R-GM4	Mittelwert	SD	Differenz
-20										
-18					4,12					
					4,59					
					4,9					
					5,05					
-16					4,72					
					4,55					
					4,55					
	5,89		5,89	0	4,63					
	6,53		6,53	0	4,69					
-14	6,56	8,09	7,32	0,77	4,88		6,7	6,7	0	-0,62
	6,39	6,15	6,27	0,12	4,97	6,12	4,92	5,52	0,6	-0,75
	5,95	4,71	5,33	0,62	5,11	7,22	4,99	6,1	1,12	0,77
	5,81	5,26	5,53	0,28	5,08	6,66	5,35	6	0,65	0,47
-12	6,12	5,46	5,79	0,33	4,76	6,48	5,22	5,85	0,63	0,06
	6,53	5,37	5,95	0,58	4,46	6,14	6	6,07	0,07	0,12
	6,5	5,19	5,85	0,65	4,59	5,97	5,3	5,64	0,33	-0,21
	6,35	5,11	5,73	0,62	4,53	5,98	5,36	5,67	0,31	-0,06
-10	6,17	4,89	5,53	0,64	4,67	6,11	5,55	5,83	0,28	0,3
	6,22	4,93	5,58	0,64	4,71	5,95	5,62	5,79	0,17	0,21
	6,17	4,86	5,51	0,66	4,68	6,02	5,45	5,73	0,28	0,22
	6	5,13	5,56	0,43	4,74	5,99	5,74	5,86	0,13	0,3
-8	5,67	5,42	5,54	0,13	4,72	5,85	5,71	5,78	0,07	0,24
	5,5	5,66	5,58	0,08	4,84	5,68	5,77	5,73	0,05	0,15
	5,39	5,85	5,62	0,23	4,83	5,72	5,82	5,77	0,05	0,15
	5,22	5,77	5,49	0,28	4,84	5,6	5,67	5,63	0,03	0,14
-6	4,95	5,7	5,33	0,37	5,14	5,47	5,53	5,5	0,03	0,17
	4,83	5,67	5,25	0,42	5,27	5,44	5,31	5,38	0,07	0,13
	4,64	5,38	5,01	0,37	5,44	5,49	5,32	5,41	0,09	0,39
	4,63	5,45	5,04	0,41	5,47	5,47	5,27	5,37	0,1	0,33
-4	4,76	5,5	5,13	0,37	5,45	5,54	5,35	5,45	0,1	0,31
	4,71	5,54	5,13	0,42	5,46	5,48	5,3	5,39	0,09	0,26
	4,81	5,6	5,21	0,39	5,46	5,32	5,08	5,2	0,12	0
	4,99	5,95	5,47	0,48	5,52	5,16	5,02	5,09	0,07	-0,38
-2	5,19	5,84	5,52	0,32	5,6	5,05	5,15	5,1	0,05	-0,42
	5,18	6,1	5,64	0,46	5,52	5,06	5,15	5,11	0,04	-0,53
	5,04	6	5,52	0,48	5,28	5	5,29	5,14	0,14	-0,38
	5,07	5,98	5,53	0,45	5,17	4,89	5,32	5,1	0,22	-0,42
0	5,06	6,11	5,58	0,52	5,1	4,76	5,44	5,1	0,34	-0,48
	5,15	5,75	5,45	0,3	5,06	4,83	5,57	5,2	0,37	-0,25
	5,07	5,75	5,41	0,34	5,07	4,96	5,65	5,3	0,34	-0,11
	5,09	5,74	5,42	0,32	5,15	5,12	5,7	5,41	0,29	-0,01
2	5,14	5,82	5,48	0,34	5,25	5,14	5,76	5,45	0,31	-0,03
	5,17	5,85	5,51	0,34	5,22	5,15	5,71	5,43	0,28	-0,08
	5,18	5,82	5,5	0,32	5,12	5,14	5,64	5,39	0,25	-0,11
	5,25	5,73	5,49	0,24	4,95	5,21	5,61	5,41	0,2	-0,08
4	5,15	5,84	5,5	0,34	4,91	5,35	5,61	5,48	0,13	-0,01
	5,14	5,78	5,46	0,32	4,93	5,52	5,69	5,6	0,09	0,14
	5,29	5,7	5,49	0,2	5,07	5,57	5,78	5,67	0,11	0,18
	5,48	5,71	5,59	0,11	5,11	5,74	5,74	5,74	0	0,15
6	5,61	5,67	5,64	0,03	5,28	5,68	5,71	5,7	0,02	0,06
	5,73	5,59	5,66	0,07	5,34	5,63	5,6	5,62	0,02	-0,05
	5,77	5,61	5,69	0,08	5,37	5,68	5,72	5,7	0,02	0,01
	5,74	5,61	5,67	0,07	5,45	5,66	5,84	5,75	0,09	0,08
8	5,78	5,49	5,63	0,14	5,45	5,7	5,86	5,78	0,08	0,15
	5,8	5,23	5,52	0,29	5,52	5,96	5,69	5,82	0,13	0,31
	5,81	5,02	5,42	0,39	5,46	5,76	5,61	5,69	0,07	0,27
	5,97	4,68	5,32	0,64	5,62	5,68	5,5	5,59	0,09	0,27
10	6,04	4,67	5,36	0,69	5,57	5,26	5,37	5,31	0,06	-0,04
	6,1	5	5,55	0,55	5,44	4,51	5,31	4,91	0,4	-0,64
	6,09	4,78	5,44	0,66	5,36	3,75	5,18	4,46	0,72	-0,97
	6,18	4,4	5,29	0,89	5,13	3,57	5,13	4,35	0,78	-0,94
12	6,08	4,43	5,26	0,83	5,02	3,74	4,93	4,33	0,6	-0,92
	5,94	4,89	5,41	0,53	4,68	3,57	4,47	4,02	0,45	-1,39
	6,02	4,01	5,01	1	4,63	3,15	4,58	3,86	0,71	-1,15
	5,34	4,02	4,68	0,66	4,47	2,95	4,06	3,5	0,56	-1,17
14	4,45	4,81	4,63	0,18	3,62	2,7	3,9	3,3	0,6	-1,33
	3,9	5,8	4,85	0,95	3,03	2,58	3,6	3,09	0,51	-1,76
	3,44		3,44	0	2,9	2,31	1,92	2,11	0,2	-1,32
	3,87		3,87	0	3,21	2,5		2,5	0	-1,37
16	4,18		4,18	0	3,75	2,15		2,15	0	-2,03
	3,78		3,78	0	4,52	2,15		2,15	0	-1,62
	3,86		3,86	0	3,44	2,15		2,15	0	-1,72
	4,54		4,54	0		2,39		2,39	0	-2,14
18	4,73		4,73	0		2,15		2,15	0	-2,58
20										
Mittelwert	5,38	5,45	5,35	0,36	4,89	4,92	5,32	4,99	0,23	-0,33
SD	0,74	0,62	0,6	0,26	0,59	1,3	0,67	1,16	0,24	0,73

## 7 Anhang

*Tabelle 18: Die Mittelwerte (Spalten) der Teilfiederungswinkel [Grad] entlang der Bewegungsrichtungsachse (x-Achse) für die relaxierten (GM3, GM5) und kontrahierten Muskeln (GM1, GM2, GM3) des M. soleus, sowie die Mittelwerte (Zeilen) der Muskeln (GM3, GM5) sowie (GM2, GM3) und deren Differenz.*

x-Achse	11R-GM3	12L-GM5	Mittelwert	SD	10R-GM1	11L-GM2	12R-GM4	Mittelwert	SD	Differenz
-20					3,82					
					6,51					
-18					5,25					
					6,64					
					5,52					
-16					5,77					
	16,88				5,94					
	7,91		7,91	0	4,57					
	7,92	11,74	9,83	1,91	4,18					
-14	13,18	9	11,09	2,09	6,31	14,78	17,03			
	13,12	6,59	9,86	3,26	6,09	12,2	9,94	11,07	1,13	1,21
	11,41	7,18	9,29	2,12	6,5	5,32	6,02	5,67	0,35	-3,62
	8,52	11,61	10,06	1,55	6,71	5,48	6,2	5,84	0,36	-4,23
-12	8,7	9,81	9,25	0,55	5,59	5,88	8,68	7,28	1,4	-1,97
	5,44	11,39	8,42	2,98	5,95	6,15	8,23	7,19	1,04	-1,23
	6,39	9,54	7,96	1,57	4,64	6,81	8,93	7,87	1,06	-0,09
	6,74	10,11	8,42	1,68	5,58	8,8	8,45	8,63	0,17	0,2
-10	7,84	11,64	9,74	1,9	5,54	7,92	7,14	7,53	0,39	-2,21
	7,05	11,99	9,52	2,47	5	8,55	7,51	8,03	0,52	-1,49
	6,94	10,81	8,88	1,93	4,47	10,38	6,98	8,68	1,7	-0,2
	8,06	9,7	8,88	0,82	4,28	10,84	6,99	8,92	1,93	0,03
-8	8,14	8,62	8,38	0,24	4,79	10,23	7,58	8,91	1,33	0,53
	7,22	9,67	8,45	1,22	4,71	10,38	8,98	9,68	0,7	1,24
	7,57	9,74	8,65	1,08	5,23	8,76	7,36	8,06	0,7	-0,59
	7,38	10,79	9,09	1,7	5,15	9,97	6,81	8,39	1,58	-0,7
-6	6,89	10,26	8,57	1,69	5,14	8,71	6,23	7,47	1,24	-1,1
	6,28	10,64	8,46	2,18	4,73	8,78	6,38	7,58	1,2	-0,88
	5,16	8,65	6,91	1,75	4,93	8,62	7,6	8,11	0,51	1,2
	5,52	9,04	7,28	1,76	4,78	8,65	7,05	7,85	0,8	0,57
-4	5,13	9,36	7,24	2,12	5,05	9,06	7,14	8,1	0,96	0,85
	5,92	8,78	7,35	1,43	4,8	9,59	8,09	8,84	0,75	1,49
	5,5	8,8	7,15	1,65	4,86	8,95	7,46	8,2	0,74	1,05
	5,66	8,85	7,25	1,6	4,98	9,79	7,83	8,81	0,98	1,56
-2	5,76	8,83	7,3	1,53	5,14	10,3	7,21	8,76	1,55	1,46
	5,71	8,42	7,06	1,35	5,05	9,23	6,53	7,88	1,35	0,82
	5,87	9,53	7,7	1,83	5,26	8,54	6,16	7,35	1,19	-0,35
	5,36	9,05	7,21	1,85	5,71	8,68	6,42	7,55	1,13	0,34
0	5,96	7,97	6,97	1,01	5,74	8,01	6,52	7,26	0,74	0,3
	5,74	8,21	6,98	1,24	5,67	7,78	6,66	7,22	0,56	0,24
	6,15	9,03	7,59	1,44	5,35	8,77	5,98	7,38	1,39	-0,22
	6,31	9,3	7,81	1,49	5,32	8,64	6,36	7,5	1,14	-0,31
2	5,77	8,74	7,25	1,49	5,66	8,36	6,04	7,2	1,16	-0,05
	6,04	9,32	7,68	1,64	4,7	7,55	6,17	6,86	0,69	-0,82
	6,24	9,06	7,65	1,41	4,39	6,93	5,71	6,32	0,61	-1,33
	6,02	9,37	7,69	1,67	4,55	8	5,75	6,87	1,13	-0,82
4	6,08	8,5	7,29	1,21	5,48	7,13	5,61	6,37	0,76	-0,92
	6,75	8,98	7,86	1,11	5,8	7,9	5,76	6,83	1,07	-1,03
	6,68	9,06	7,87	1,19	5,75	8,69	6,34	7,52	1,17	-0,35
	6,74	8,63	7,68	0,95	5,74	7,87	6,72	7,29	0,58	-0,39
6	7,43	8,02	7,72	0,29	6,11	7,88	7,11	7,49	0,39	-0,23
	7,98	8,44	8,21	0,23	6,28	8,06	6,71	7,38	0,67	-0,83
	8,17	8,82	8,49	0,33	6,5	8,2	7,23	7,72	0,48	-0,77
	8,44	8,46	8,45	0,01	5,62	8,57	6,81	7,69	0,88	-0,77
8	7,24	7,49	7,36	0,12	5,75	8	6,12	7,06	0,94	-0,3
	7,93	7,24	7,59	0,35	5,98	9,45	5,52	7,49	1,97	-0,1
	8,2	8,25	8,23	0,03	6,41	13,39	4,82	9,1	4,28	0,88
	7,26	6,88	7,07	0,19	7,2	13,22	4,87	9,04	4,17	1,98
10	6,62	7,11	6,86	0,24	6,41	12,01	5,9	8,96	3,05	2,09
	7,97	9,1	8,54	0,57	7,18	11,96	4,92	8,44	3,52	-0,09
	8,08	9,95	9,01	0,94	8,24	10,07	6,43	8,25	1,82	-0,77
	7,56	8,04	7,8	0,24	8,22	6,28	6,52	6,4	0,12	-1,4
12	7,98	6,36	7,17	0,81	8,51	8,68	6,8	7,74	0,94	0,57
	8,67	6,75	7,71	0,96	9,89	9,2	6	7,6	1,6	-0,11
	11,82	9,81	10,81	1	10,73	9,94	8,19	9,07	0,87	-1,74
	12,19	7,18	9,69	2,5	16,95	7,78	11,95	9,87	2,09	0,18
14	12,59	9,27	10,93	1,66	6,61	6,55	11,21	8,88	2,33	-2,05
	9,39				2,34	5,55	7,56	6,56	1	
	9,89				5,35	3,87				
16	20,81				7,44	3,08				
	18,71				9,44	3,34				
	16,27				18,68	5,19				
	21,2					10,75				
18	8,41					4,96				
20										
Mittelwert	8,36	9,03	8,22	1,29	6,12	8,48	7,23	7,85	1,21	-0,27
SD	3,56	1,3	1,06	0,75	2,41	2,26	1,96	1,01	0,86	1,2

## 7 Anhang

**Tabelle 19:** Die Mittelwerte (Spalten) des Fiederungswinkels [Grad] entlang der Bewegungsrichtungsachse (x-Achse) für die relaxierten (GM3, GM5) und kontrahierten Muskeln (GM1, GM2, GM3) des M. soleus, sowie die Mittelwerte (Zeilen) der Muskeln (GM3, GM5) sowie (GM2, GM3) und deren Differenz.

x-Achse	11R-GM3	12L-GM5	Mittelwert	SD	10R-GM1	11L-GM2	12R-GM4	Mittelwert	SD	Differenz
-20					6,34					
-18					9,36					
					8,73					
					10,08					
					8,18					
					8,1					
-16					8,48					
	21,53				7,65					
	11,86		11,86	0	7,5					
	12,56	13,79	13,18	0,62	8,62		15,47			
-14	16,67	11,13	13,9	2,77	9,28	18,46	18,42			
	16,69	11,09	13,89	2,8	9,07	16,83	12,85			
	14,89	14,15	14,52	0,37	9,52	10,38	9,67	10,02	0,35	-4,5
	12,37	12,57	12,47	0,1	9,66	10,12	9,02	9,57	0,55	-2,89
-12	13,12	15,28	14,2	1,08	8,48	10,48	11,84	11,16	0,68	-3,04
	10,64	12,65	11,65	1	8,67	10,43	11,07	10,75	0,32	-0,9
	11,05	12,04	11,55	0,49	8,11	11,4	11,56	11,48	0,08	-0,07
	11,03	14,37	12,7	1,67	8,56	12,87	11,31	12,09	0,78	-0,61
-10	11,87	14,1	12,99	1,11	8,37	12,05	10,07	11,06	0,99	-1,92
	11,36	13,97	12,66	1,3	7,96	12,38	10,31	11,35	1,03	-1,31
	10,97	12,61	11,79	0,82	7,58	14,25	10,15	12,2	2,05	0,41
	11,78	11,99	11,89	0,11	7,64	14,38	10,42	12,4	1,98	0,52
-8	11,65	13,13	12,39	0,74	7,88	13,61	10,97	12,29	1,32	-0,1
	11,09	13,56	12,33	1,24	7,98	13,96	11,75	12,86	1,1	0,53
	11,26	13,64	12,45	1,19	8,55	12,33	10,48	11,4	0,93	-1,05
	10,95	13,57	12,26	1,31	8,54	13,31	9,83	11,57	1,74	-0,69
-6	10,69	14,72	12,71	2,02	8,44	12,29	9,2	10,74	1,55	-1,96
	10,16	13,17	11,67	1,51	8,38	12,44	9,42	10,93	1,51	-0,74
	9,18	13,68	11,43	2,25	8,64	12,18	10,39	11,28	0,9	-0,15
	9,37	13,18	11,28	1,91	8,47	12,46	10,15	11,31	1,15	0,03
-4	9,26	13,06	11,16	1,9	8,62	12,75	10,22	11,48	1,26	0,32
	9,9	13,8	11,85	1,95	8,33	13,01	10,64	11,82	1,18	-0,03
	9,5	13,56	11,53	2,03	8,46	12,29	10,16	11,22	1,07	-0,31
	9,79	13,77	11,78	1,99	8,54	12,99	10,35	11,67	1,32	-0,11
-2	9,92	13,49	11,71	1,78	8,68	13,41	9,96	11,68	1,73	-0,02
	9,68	14,22	11,95	2,27	8,3	12,59	9,49	11,04	1,55	-0,91
	9,87	13,77	11,82	1,95	8,39	11,99	9,08	10,54	1,45	-1,29
	9,34	12,66	11	1,66	8,68	11,99	9,53	10,76	1,23	-0,24
0	9,91	12,61	11,26	1,35	8,71	11,42	9,55	10,48	0,93	-0,78
	9,85	13,37	11,61	1,76	8,61	11,24	9,97	10,61	0,63	-1
	10,09	13,27	11,68	1,59	8,51	12,19	9,28	10,74	1,45	-0,94
	10,36	13,32	11,84	1,48	8,51	11,95	9,66	10,81	1,15	-1,04
2	10,01	13,75	11,88	1,87	8,77	11,91	9,36	10,64	1,27	-1,25
	10,38	13,56	11,97	1,59	7,93	11	9,43	10,22	0,78	-1,75
	10,31	13,75	12,03	1,72	7,47	10,69	9,13	9,91	0,78	-2,12
	10,13	13,48	11,81	1,68	7,57	11,55	9,11	10,33	1,22	-1,48
4	10,21	13,75	11,98	1,77	8,23	10,86	8,97	9,91	0,95	-2,07
	10,81	13,8	12,3	1,49	8,67	11,56	9,22	10,39	1,17	-1,91
	10,93	13,53	12,23	1,3	8,8	12,31	9,46	10,89	1,43	-1,35
	11,11	12,69	11,9	0,79	8,78	11,79	9,96	10,87	0,92	-1,03
6	11,69	13,16	12,43	0,73	9,18	11,68	10,18	10,93	0,75	-1,49
	12,17	12,94	12,56	0,38	9,22	11,72	10,08	10,9	0,82	-1,66
	12,17	12,72	12,44	0,28	9,6	11,92	10,49	11,21	0,72	-1,23
	12,46	12,05	12,25	0,21	9,01	12,36	10,25	11,3	1,05	-0,95
8	11,64	11,8	11,72	0,08	9,1	12	9,56	10,78	1,22	-0,94
	12,29	11,82	12,05	0,24	9,83	13,36	9,33	11,34	2,02	-0,71
	12,27	11,61	11,94	0,33	9,99	16,86	8,48	12,67	4,19	0,73
	11,62	11,87	11,75	0,12	10,34	16,58	8,51	12,55	4,03	0,8
10	11,25	12,81	12,03	0,78	9,74	14,88	9,19	12,04	2,84	0,01
	12,17	13,71	12,94	0,77	10,43	13,89	8	10,94	2,94	-2
	12,35	12,25	12,3	0,05	10,99	11,19	9,38	10,29	0,9	-2,01
	12,24	11,13	11,69	0,56	11,05	8,54	8,95	8,74	0,21	-2,94
12	11,96	10,92	11,44	0,52	10,63	10,99	8,81	9,9	1,09	-1,54
	12,51	12,72	12,62	0,1	11,81	10,78	8,29	9,53	1,24	-3,08
	15,02	9,01	12,02	3	12,29	11,31	9,72	10,51	0,79	-1,5
	13,65	13,97	13,81	0,16	17,27	9,54	13,97	11,75	2,22	-2,05
14	13,91		13,91	0	8,26	7,7	12,77	10,24	2,53	-3,67
	10,66		10,66	0	4,76	6,67	3,1			
	11,65		11,65	0	6,49	6,11				
	21,43				9,14	4,55				
16	19,48				13,06	5,19				
	17,34				13,08	7,12				
	21,45					12,48				
18	12,2					6,57				
20										
Mittelwert	12,08	13,02	12,18	1,13	8,98	11,72	10,1	11,02	1,31	-1,13
SD	2,84	1,08	0,78	0,81	1,67	2,58	1,94	0,83	0,8	1,12



## 7 Anhang

**Tabelle 20:** Die Mittelwerte (Spalten) der Raumkrümmung [1/mm] entlang der Bewegungsrichtungsachse (x-Achse) für die relaxierten (GM3, GM5) und kontrahierten Muskeln (GM1, GM2, GM3) des M. soleus, sowie die Mittelwerte (Zeilen) der Muskeln (GM3, GM5) sowie (GM2, GM3) und deren Differenz.

x-Achse	11R-GM3	12L-GM5	Mittelwert	SD	10R-GM1	11L-GM2	12R-GM4	Mittelwert	SD	Differenz
-20					0,21					
-18					0,26					
					0,29					
					0,34					
					0,36					
-16					0,33					
					0,34					
					0,33					
	0,89				0,34					
	0,93		0,93	0	0,37		0,4			
-14	0,84	0,79	0,81	0,02	0,37	0,36	0,5			
	0,76	0,62	0,69	0,07	0,44	0,96	0,62	0,79	0,17	0,1
	0,6	0,53	0,57	0,04	0,43	0,74	0,52	0,63	0,11	0,07
	0,65	0,55	0,6	0,05	0,37	0,6	0,54	0,57	0,03	-0,03
-12	0,6	0,54	0,57	0,03	0,35	0,57	0,5	0,54	0,04	-0,04
	0,57	0,47	0,52	0,05	0,36	0,56	0,5	0,53	0,03	0,01
	0,64	0,49	0,56	0,08	0,37	0,56	0,5	0,53	0,03	-0,03
	0,67	0,46	0,57	0,11	0,38	0,57	0,53	0,55	0,02	-0,01
-10	0,61	0,48	0,55	0,07	0,38	0,54	0,48	0,51	0,03	-0,03
	0,59	0,46	0,53	0,06	0,4	0,61	0,54	0,58	0,03	0,05
	0,62	0,44	0,53	0,09	0,38	0,58	0,49	0,53	0,04	0
	0,54	0,5	0,52	0,02	0,4	0,49	0,51	0,5	0,01	-0,02
-8	0,51	0,56	0,53	0,02	0,43	0,53	0,5	0,52	0,02	-0,02
	0,5	0,55	0,52	0,03	0,44	0,52	0,52	0,52	0	0
	0,45	0,51	0,48	0,03	0,45	0,49	0,53	0,51	0,02	0,03
	0,45	0,5	0,47	0,03	0,47	0,45	0,51	0,48	0,03	0,01
-6	0,44	0,52	0,48	0,04	0,52	0,45	0,51	0,48	0,03	0
	0,39	0,53	0,46	0,07	0,52	0,46	0,47	0,46	0,01	0
	0,38	0,52	0,45	0,07	0,55	0,48	0,49	0,49	0,01	0,04
	0,35	0,47	0,41	0,06	0,53	0,5	0,45	0,47	0,03	0,06
-4	0,38	0,5	0,44	0,06	0,53	0,5	0,43	0,46	0,03	0,02
	0,38	0,5	0,44	0,06	0,52	0,47	0,4	0,43	0,04	-0,01
	0,36	0,52	0,44	0,08	0,53	0,44	0,39	0,42	0,03	-0,02
	0,39	0,53	0,46	0,07	0,55	0,43	0,42	0,42	0,01	-0,03
-2	0,41	0,54	0,48	0,07	0,55	0,42	0,41	0,41	0,01	-0,06
	0,42	0,58	0,5	0,08	0,5	0,42	0,43	0,43	0	-0,07
	0,4	0,52	0,46	0,06	0,48	0,41	0,44	0,42	0,01	-0,03
	0,39	0,51	0,45	0,06	0,46	0,39	0,44	0,42	0,03	-0,04
0	0,38	0,55	0,46	0,09	0,46	0,4	0,47	0,43	0,03	-0,03
	0,39	0,52	0,45	0,06	0,47	0,44	0,48	0,46	0,02	0,01
	0,38	0,53	0,46	0,08	0,47	0,47	0,49	0,48	0,01	0,03
	0,37	0,51	0,44	0,07	0,47	0,5	0,48	0,49	0,01	0,05
2	0,37	0,57	0,47	0,1	0,46	0,46	0,49	0,48	0,01	0,01
	0,39	0,54	0,47	0,08	0,46	0,45	0,48	0,47	0,02	0
	0,38	0,53	0,45	0,08	0,4	0,48	0,48	0,48	0	0,03
	0,39	0,55	0,47	0,08	0,41	0,52	0,49	0,51	0,02	0,04
4	0,39	0,51	0,45	0,06	0,42	0,54	0,49	0,52	0,02	0,06
	0,37	0,52	0,44	0,08	0,44	0,56	0,49	0,52	0,03	0,08
	0,38	0,5	0,44	0,06	0,46	0,58	0,5	0,54	0,04	0,1
	0,41	0,48	0,44	0,03	0,47	0,55	0,51	0,53	0,02	0,09
6	0,43	0,47	0,45	0,02	0,5	0,56	0,5	0,53	0,03	0,08
	0,44	0,48	0,46	0,02	0,51	0,61	0,52	0,56	0,05	0,1
	0,48	0,54	0,51	0,03	0,53	0,61	0,49	0,55	0,06	0,04
	0,49	0,53	0,51	0,02	0,52	0,58	0,49	0,54	0,04	0,03
8	0,51	0,5	0,5	0,01	0,56	0,6	0,53	0,57	0,03	0,06
	0,57	0,42	0,49	0,08	0,57	0,58	0,51	0,54	0,04	0,05
	0,56	0,42	0,49	0,07	0,6	0,56	0,47	0,51	0,04	0,03
	0,58	0,39	0,48	0,09	0,6	0,49	0,5	0,49	0,01	0,01
10	0,61	0,35	0,48	0,13	0,6	0,4	0,51	0,46	0,05	-0,02
	0,61	0,39	0,5	0,11	0,56	0,3	0,46	0,38	0,08	-0,12
	0,64	0,35	0,5	0,14	0,57	0,29	0,45	0,37	0,08	-0,12
12	0,62	0,33	0,48	0,15	0,59	0,34	0,51	0,42	0,09	-0,05
	0,6	0,42	0,51	0,09	0,55	0,28	0,42	0,35	0,07	-0,16
	0,55	0,75	0,65	0,1	0,49	0,22	0,43	0,32	0,11	-0,33
	0,58	0,51	0,54	0,03	0,57	0,2	0,43	0,31	0,12	-0,23
	0,49	0,67	0,58	0,09	0,4	0,18	0,33	0,25	0,07	-0,33
14	0,34	0,44	0,39	0,05	0,26	0,16	0,33	0,25	0,08	-0,14
	0,26	0,8	0,53	0,27	0,2	0,14	0,25	0,19	0,06	-0,34
	0,24	0	0,12	0,12	0,26	0,18		0,18	0	0,06
	0,3		0,3	0	0,3	0,12		0,12	0	-0,18
16	0,39		0,39	0	0,52	0,12		0,12	0	-0,26
	0,25		0,25	0	0,62	0,14		0,14	0	-0,11
	0,26		0,26	0		0,13		0,13	0	-0,13
	0,37		0,37	0		0,09		0,09	0	-0,29
18	0,44		0,44	0						
20										
Mittelwert	0,48	0,5	0,49	0,06	0,45	0,44	0,47	0,44	0,03	-0,03
SD	0,15	0,11	0,11	0,04	0,1	0,17	0,06	0,14	0,03	0,11

## 7 Anhang

Tabelle 21: Die Summen und Mittelwerte (Spalten) der Teilvolumen [mm<sup>3</sup>] entlang der Bewegungsrichtungsachse (x-Achse) für die relaxierten (GM3, GM5) und kontrahierten Muskeln (GM1, GM2, GM3) des M. soleus, sowie die Mittelwerte (Zeilen) der Muskeln (GM3, GM5) sowie (GM2, GM3) und deren Differenz.

x-Achse	11R-GM3	12L-GM5	Mittelwert	SD	10R-GM1	11L-GM2	12R-GM4	Mittelwert	SD	Differenz
-20					0,13					
-18					0,38					
					1,13					
					1,25					
					1,63					
					1,88					
-16	0,13				2,25					
	1,13		1,13	0	2,5					
	1,88		1,88	0	2,75					
	2,63	0,13	1,38	1,25	3		0,25	0,25	0	-1,13
-14	3,38	0,75	2,06	1,31	3,38	0,13	0,88	0,5	0,38	-1,56
	3,25	1,13	2,19	1,06	3,5	1,75	1	1,38	0,38	-0,81
	2,88	1,25	2,06	0,81	4,25	3,5	1,38	2,44	1,06	0,38
	3,38	1,88	2,63	0,75	5,38	4,63	1,63	3,13	1,5	0,5
-12	4,13	2,25	3,19	0,94	5,88	5,88	1,63	3,75	2,13	0,56
	5,25	3,25	4,25	1	6	5,88	2,38	4,13	1,75	-0,13
	5,63	3,38	4,5	1,13	6,13	6,63	3,5	5,06	1,56	0,56
	5,88	3,25	4,56	1,31	6,5	7,63	4	5,81	1,81	1,25
-10	6,13	4,13	5,13	1	7,13	7,88	4,38	6,13	1,75	1
	6,5	4,5	5,5	1	7,38	8,38	4,63	6,5	1,88	1
	6,88	5,13	6	0,88	7,75	8,5	4,75	6,63	1,88	0,63
	7,13	4,75	5,94	1,19	8,25	8,63	5,63	7,13	1,5	1,19
-8	7,25	5,75	6,5	0,75	8,5	9,13	6,13	7,63	1,5	1,13
	8	5,75	6,88	1,13	8,88	9,13	6,75	7,94	1,19	1,06
	7,88	6,38	7,13	0,75	9,5	9,5	7,13	8,31	1,19	1,19
	8,5	6,5	7,5	1	10,13	10,25	7,5	8,88	1,38	1,38
-6	8,38	7	7,69	0,69	10,88	10,13	8	9,06	1,06	1,38
	9	7	8	1	11	10,63	8,13	9,38	1,25	1,38
	9,63	7,75	8,69	0,94	11	11,13	8,63	9,88	1,25	1,19
	9,63	8,13	8,88	0,75	11,5	11,63	9	10,31	1,31	1,44
-4	10,88	8,38	9,63	1,25	12,25	12,13	9,88	11	1,13	1,38
	10,88	9	9,94	0,94	12,75	13,25	10,38	11,81	1,44	1,88
	11,38	10,13	10,75	0,63	13,25	13,75	10,63	12,19	1,56	1,44
	12,25	10,25	11,25	1	13,5	13,75	11,88	12,81	0,94	1,56
-2	12,38	10,88	11,63	0,75	13,88	14,38	12,13	13,25	1,13	1,63
	13	10,38	11,69	1,31	14,75	15,38	12,38	13,88	1,5	2,19
	13,25	11,75	12,5	0,75	15,38	16,13	13,63	14,88	1,25	2,38
	14,13	11,88	13	1,13	16	15,88	14	14,94	0,94	1,94
0	14,5	12,63	13,56	0,94	16,38	16,63	14,38	15,5	1,13	1,94
	14,75	14,38	14,56	0,19	16,5	17,25	15,5	16,38	0,88	1,81
	15,25	13,88	14,56	0,69	16,75	18	15,75	16,88	1,13	2,31
	15,63	13,38	14,5	1,13	16,88	19	15,88	17,44	1,56	2,94
2	15,88	13,88	14,88	1	17,63	19,25	16,25	17,75	1,5	2,88
	16,13	14,13	15,13	1	18,13	19,25	16,63	17,94	1,31	2,81
	16	13,88	14,94	1,06	17,88	19	16,5	17,75	1,25	2,81
	16,13	14,13	15,13	1	18,13	19	16,25	17,63	1,38	2,5
4	16	14,13	15,06	0,94	18,5	18,25	15,75	17	1,25	1,94
	15,88	13,88	14,88	1	18,5	17,75	15,63	16,69	1,06	1,81
	15,88	13,5	14,69	1,19	18	17,13	15,38	16,25	0,88	1,56
	14,88	13	13,94	0,94	17,25	15,88	14,88	15,38	0,5	1,44
6	14,38	11,88	13,13	1,25	16,13	14,75	14,25	14,5	0,25	1,38
	13,75	11,13	12,44	1,31	15,88	14	13,38	13,69	0,31	1,25
	13,5	10,5	12	1,5	14,63	13,38	12,63	13	0,38	1
	12,25	9,5	10,88	1,38	13,63	11,38	12	11,69	0,31	0,81
8	11,88	8,38	10,13	1,75	13,38	9,75	10,13	9,94	0,19	-0,19
	11,13	7,13	9,13	2	11,75	7,75	8,88	8,31	0,56	-0,81
	10,5	5,88	8,19	2,31	11	5,75	8,38	7,06	1,31	-1,13
	9,63	5,13	7,38	2,25	10,13	4,5	7,25	5,88	1,38	-1,5
10	8	4,25	6,13	1,88	9	2,75	5,75	4,25	1,5	-1,88
	7,38	3,38	5,38	2	7,75	2	4,63	3,31	1,31	-2,06
	5,5	2,88	4,19	1,31	7	1,88	3,75	2,81	0,94	-1,38
	4,5	2	3,25	1,25	5,88	2	3	2,5	0,5	-0,75
12	3,38	0,88	2,13	1,25	4,88	2	2	2	0	-0,13
	2,5	0,5	1,5	1	4	1,75	2,13	1,94	0,19	0,44
	1,5	0,5	1	0,5	3	1,5	1,75	1,63	0,13	0,63
	1	0,25	0,63	0,38	2,75	1,38	1,5	1,44	0,06	0,81
14	1	0,25	0,63	0,38	1,88	1,38	1	1,19	0,19	0,56
	1		1	0	1,5	1,38	0,25	0,81	0,56	-0,19
	1		1	0	1,38	1,13		1,13	0	0,13
	0,88		0,88	0	1,13	1,13		1,13	0	0,25
16	0,63		0,63	0	1	1,25		1,25	0	0,63
	0,75		0,75	0	1,25	1,13		1,13	0	0,38
	0,63		0,63	0	0,38	1,13		1,13	0	0,5
18						0,63		0,63	0	
20										
Summe	556	421,75	492,75	63,13	651,25	587,5	493,5	543,81	61,44	53,44
Mittelwert	8,3	7,27	7,47	0,96	8,92	9,18	8,36	8,37	0,95	0,83
SD	5,27	4,69	5,01	0,53	5,93	6,26	5,38	5,88	0,61	1,2

## **Ehrenwörtliche Erklärung**

Ich erkläre hiermit ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig, ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel und Literatur angefertigt habe. Die aus anderen Quellen direkt oder indirekt übernommenen Daten und Konzepte sind unter Angabe der Quelle gekennzeichnet. Niemand hat von mir unmittelbar oder mittelbar Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorliegenden Dissertation stehen. Insbesondere habe ich hierfür nicht die entgeltliche Hilfe von Vermittlungs- bzw. Beratungsdiensten (Promotionsberater oder andere Personen) in Anspruch genommen.

Die Arbeit wurde bisher weder im In- noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Die geltende Promotionsordnung der Biologisch-Pharmazeutischen Fakultät ist mir bekannt.

Ich versichere, dass ich nach bestem Wissen die reine Wahrheit gesagt und nichts verschwiegen habe.

Jena, den 18. August 2008

## Lebenslauf

Heiko Stark  
R. Scheffelstr. 2g  
07548 Gera

### 1. Person

18. August 2008

Geburtstag: 16. Mai 1977  
Geburtsort: Jena, Deutschland  
Familienstand: ledig  
Staatsbürgerschaft: deutsch

### 2. Ausbildung

09/1983 - 08/1993

Regelschule: Unter der Lobdeburg

09/1993 - 06/1996

Abitur am berufsbildenden Gymnasium in Göschwitz

08/1996 - 08/1997

Zivildienstleistender beim Garten- und Friedhofsamt Jena

10/1997 - 02/2003

Studium an der Friedrich-Schiller-Universität Jena

Magister (*Biologie / Informatik / Mathematik / Psychologie*)

Abschluss: Magister Scientiarum

04/2002 - 09/2004

Studium an der Friedrich-Schiller-Universität Jena

Lehramt Gymnasium (*Biologie / Informatik*)

11/2004 - 12/2007

Promotionsstudium an der Friedrich-Schiller-Universität Jena

Institut für Spezielle Zoologie und Evolutionsbiologie

### 3. Anstellung

11/2004 - 12/2006

Wiss. Mitarbeiter, Institut für Spezielle Zoologie, FSU Jena